



BACHELORARBEIT

Herr
Stephan Koch

**Einsatz und Erprobung des
SPECT-Bildverbesserungs-
verfahrens Astonish^{Philips} für die
Anwendung zur 3D-Dosimetrie in
der Nuklearmedizin**

2011

BACHELORARBEIT

Einsatz und Erprobung des SPECT-Bildverbesserungs- verfahrens Astonish^{Philips} für die Anwendung zur 3D-Dosimetrie in der Nuklearmedizin

Autor:

Stephan Koch

Studiengang:

Physikalische Technik

Seminargruppe:

PT08wM-B

Erstprüfer:

Herr Prof. Dr. Ralf Hinderer

Zweitprüfer:

Frau Dr. Liane Oehme

Mittweida, 08 2011

Bibliografische Angaben

Koch, Stephan: Einsatz und Erprobung des SPECT-Bildverbesserungsverfahrens Astonish^{Philips} für die Anwendung zur 3D-Dosimetrie in der Nuklearmedizin, 51 Seiten, 33 Abbildungen, Hochschule Mittweida (FH), Fakultät Mathematik-Naturwissenschaft-Informatik

Bachelorarbeit, 2011

Referat

Zur nuklearmedizinischen Diagnostik werden radioaktive Präparate verwendet, um Stoffwechselvorgänge im menschlichen Körper sichtbar zu machen. Die Akquirierung von 3D-Bilddaten erfolgt mittels SPECT-Kamera. Jeder Detektor nimmt planare Szintigramme aus verschiedenen Winkeln zum Messobjekt auf. Rekonstruktionsalgorithmen verarbeiten diese planaren Daten zu dreidimensionalen Bildern. Die Verarbeitungsweise der Rohdaten weicht zwischen den einzelnen Bildrekonstruktionsverfahren ab. Durch die Verwendung verschiedener Verfahren können von einem Objekt unterschiedliche Ergebnisse entstehen.

Ziel dieser Bachelorarbeit war es, mit geeigneten Untersuchungen die Auflösung und das Kontrastverhalten des Astonish-Algorithmus zu untersuchen. Dazu sollten Messungen an verschiedenen Phantomen mit Nukliden durchgeführt werden, welche Verwendung in der Therapie und Diagnostik finden.

Die Auswertung experimentell gemessener Daten zeigte eine generelle Verringerung der Halbwertsbreite bei Astonish gegenüber OSEM. Während der Bildkontrast nur leicht verbessert ist, sank durch Astonish das Rauschniveau deutlich. Dagegen ergab die Analyse der Objektradien eine Unterschätzung dieser durch Astonish. Die im Algorithmus vorgesehene Schwächungskorrektur mit computertomografischen Daten konnte wegen fehlender Kalibrierung nicht durchgeführt werden. Der Einsatz des Astonish-Bildrekonstruktionsverfahrens für die 3D-Dosimetrie ist hinsichtlich der Genauigkeit von Volumen und Aktivitätsbestimmung weiter zu prüfen.

I. Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	I
Abbildungsverzeichnis	II
Tabellenverzeichnis	III
Abkürzungsverzeichnis	IV
1 Einleitung	1
2 Grundlagen	3
2.1 Physikalische Grundlagen der nuklearmedizinischen Bildgebung	3
2.2 Nuklearmedizinische Bildgebung	5
2.3 Nuklide in der nuklearmedizinischen Bildgebung und Therapie	9
2.4 Strahlenschutz	10
3 Material und Methoden	13
3.1 Philips Bright View SPECT-Kamera	13
3.2 OSEM und Astonish Bildrekonstruktionsalgorithmus	15
3.3 Kugelphantom und weitere verwendete Messkörper	17
3.4 Messungen mit ^{99m}Tc	23
3.5 Messungen mit den Therapienukliden ^{188}Re , ^{177}Lu und ^{131}I	27
4 Ergebnisse	31
4.1 Messung des Kugelphantoms bei verschiedenen Kontrasten	31
4.2 Auflösung in Abhängigkeit vom Orbit und Aufnahmedauer	33
4.3 Experiment mit Verwendung der Glaskugel und Therapienukliden	36
4.4 Experiment mit Verwendung des Kunststoffzylinder und Therapienuklide	38
4.5 Messung des Kugelphantoms mit den Therapienukliden ^{188}Re und ^{177}Lu ..	40
5 Diskussion	43
6 Zusammenfassung	47
Literaturverzeichnis	49

II. Abbildungsverzeichnis

2.1	Aufbau einer Gammakamerakamera [6]	6
2.2	Schematischer Aufbau eines Sekundärelektronenvervielfachers [1].....	7
2.3	Prinzip des Kollimators, nur nahezu parallel einfallende Quanten passieren den Kollimator [3]	7
3.1	Einstellung der Aufnahmeparameter an der Bright View Kamera; links: Messparameter im erstellten SPECT Phantom Protokoll, rechts: Photopeak Energiefenster von $^{188}\text{Lutetium}$	13
3.2	Schematische Darstellung der Bright View Kamera	14
3.3	Links: Schematische Funktionsweise eines Kollimators; rechts: Schematischer Aufbau des HEGP- und LEHR-Kollimators, Quelle: links: http://miac.unibas.ch/PMI/07-NuclearMedicineImaging-media/figs/cast-vs-foil_collimator.png ; rechts: http://tech.snm-journals.org/content/39/2/100/F1.large.jpg	15
3.4	Schematische Darstellung der Funktionsweise des Astonish-Algorithmus' [8]	16
3.5	Maße des Kugelphantoms in mm	17
3.6	Darstellung des Kugelphantoms, links: frontale Sicht, rechts: Draufsicht	18
3.7	CT-Schnittbild des Kugelphantoms aufgenommen an einem PET/CT-Gerät der Firma Siemens	18
3.8	Darstellung der Glaskugel mit dem Innendurchmesser von 37 mm	19
3.9	Darstellung des Kunststoffzylinders	20
3.10	Darstellung der Halbwertsbreite bei einer simulierten Messung mit Untergrundsignal .	21
3.11	Layout der Auswertprogramme Rover(links) und R(rechts)	22
3.12	Partialvolumeneffekt, bei Volumen gleicher Aktivität und unterschiedlichen Radius sinkt der registrierte Peak	22
3.13	Messaufbau bei der Untersuchung des Kugelphantoms mit verschiedenen Kontrasten	24
3.14	Darstellung der Auswertung des Kugelphantoms mit ROVER und den eingezeichneten Masken	25
3.15	Kreis- (li.) und ellipstische Bahn (re.) der Detektoren in verschiedenen Abständen in mm bei der Untersuchung des Einflusses des Orbits auf die Auflösung.....	26

3.16 Versuchsaufbau bei der Untersuchung der Abhängigkeit der Auflösung von der Aufnahmedauer	26
3.17 Messaufbau bei der Untersuchung des Kunststoffzylinders mit den Therapienukliden .	29
4.1 Vergleich von Transversalschnitten zwischen Astonish (oben) und OSEM (unten), von links Kontraste zwischen Hintergrund und Glaskugel von 1:10, 1:5 und 1:2,5.....	31
4.2 Bildkontrast bei verschiedenen Kugelgrößen bei der Rekonstruktion mit Astonish bei verschiedenen Kontrasten zwischen Glaskugel und Hintergrund	32
4.3 Bildkontrast bei verschiedenen Kugelgrößen bei der Rekonstruktion mit OSEM bei verschiedenen Kontrasten zwischen Glaskugel und Hintergrund	32
4.4 Vergleich der Halbwertsbreite bei verschiedenen Kreisröhrern zwischen Astonish und OSEM bei der Messung der Glaskugel mit 37 mm Durchmesser.....	34
4.5 Aktivitätsprofil in z-Richtung bei einem Orbit von 15 cm und der Platzierung der Glaskugel auf der Rotationsachse, links: Astonish, rechts: OSEM.....	35
4.6 Vergleich der Anpassung der FIT-Kurve im Auswertprogramm R am Beispiel der Platzierung der Glaskugel auf der Rotationsachse und einem Detektorkreisradius von 15 cm, links: Astonish, rechts: OSEM	35
4.7 Transversalschnitt der Glaskugel bei ^{131}J , oben: Astonish, unten: OSEM, Kreisbahnen von links: 15 cm, 20 cm, 25 cm	36
4.8 Vergleich der Halbwertsbreite zwischen den Therapienukliden und $^{99\text{m}}\text{Tc}$ bei Astonish und verschiedenen Objekt-Kollimator-Abständen	36
4.9 Vergleich der Halbwertsbreite zwischen den Therapienukliden und $^{99\text{m}}\text{Tc}$ bei OSEM und verschiedenen Objekt-Kollimator-Abständen.....	37
4.10 Halbwertsbreite bei Astonish R=FIX und R=FIT bei Messung des Kunststoffzylinders mit Therapienukliden	39
4.11 Halbwertsbreite bei OSEM R=FIX und R=FIT bei Messung des Kunststoffzylinders mit Therapienukliden	39
4.12 Vergleich der bildlichen Darstellung des Kugelphantoms mit $^{177}\text{Lutetium}$, oben: Astonish, unten: OSEM, von links, ohne Chang-Korrektur und mit Chang-Korrektur	41
4.13 Vergleich des Bildkontrastes zwischen der Messung des Kugelphantoms mit $^{188}\text{Rhenium}$ und $^{177}\text{Lutetium}$ mit und ohne Verwendung der Chang-Korrektur	41

III. Tabellenverzeichnis

2.1	Übersicht über die verwendeten Nuklide [12]	9
3.1	Technische Daten der Philips Bright View Gammakamera, Quelle: Datenblatt Philips Bright View SPECT-Kamera	14
3.2	Eigenschaften der Kollimatoren der Philips Bright View Gammakamera, Quelle: Da- tenblatt Philips Bright View Gammakamera	15
3.3	Außen- d_a und Innendurchmesser d_i , sowie Füllvolumen V_i der Glaskugeln des Ku- gelphantoms	19
3.4	Kontrastverhältnisse und Aktivitätskonzentrationen für $^{99m}\text{Technetium}$ bei der Unter- suchung mittels Kugelphantom zwischen Glaskugel und Hintergrund	23
3.5	Aufnahmeparameter bei der Untersuchung des Kugelphantoms mit verschiedenen Kontrasten mit $^{99m}\text{Technetium}$	23
3.6	Aufnahmeparameter bei der Untersuchung der Auflösung in Abhängigkeit der Auf- nahmedauer	25
3.7	Aufnahme- und Rekonstruktionsparameter bei der Messung des Kugelphantoms mit $^{188}\text{Rhenium}$ und $^{177}\text{Lutetium}$	27
3.8	Aufnahme- und Rekonstruktionsparameter bei der Messung der 37 mm Glaskugel mit $^{188}\text{Rhenium}$ und $^{177}\text{Lutetium}$ und ^{131}Iod	28
3.9	Aufnahmeparameter bei der Messung des Kunststoffzylinders mit $^{177}\text{Lutetium}$, $^{188}\text{Rhenium}$ und ^{131}Iod	28
4.1	Rauschniveau verschiedener Rekonstruktionen bei unterschiedlichen Kontrasten zwi- schen Hintergrund und Glaskugel	33
4.2	Ermittelter Bildkontrast zwischen dem Hintergrund und Glaskugel	33
4.3	Vergleich der Kugelradien in mm bei der Platzierung der Glaskugel (links) auf und neben der Rotationsachse (rechts)	33
4.4	Vergleich der Auflösung zwischen Astonish und OSEM bei verschiedenen Radien und Platzierung der Glaskugel auf (links) und neben (rechts) der Rotationsachse	34
4.5	FWHM in mm (links) und registrierte Impulse (rechts) bei der Variation der Aufnah- medauer	35

4.6	Vergleich des Radius der Glaskugel, n.a. ist nicht auswertbar durch einen fehlgeschlagenen FIT	37
4.7	Vergleich des FWHM unter Verwendung der Glaskugel, n.a. ist nicht auswertbar durch einen fehlgeschlagenen FIT.....	38
4.8	Halbwertsbreite bei der Messung des Kunststoffzylinders mit ^{131}Jod , $^{188}\text{Rhenium}$ und $^{177}\text{Lutetium}$	38
4.9	Vergleich des Radius zwischen Astonish und OSEM bei der Messung des Kunststoffzylinders mit den Therapienukliden	40
4.10	Vergleich des Rauschniveaus für die größte Glaskugel zwischen $^{188}\text{Rhenium}$ und $^{177}\text{Lutetium}$ bei der Messung des Kugelphantoms	40

IV. Abkürzungsverzeichnis

FBP	Filtered Back Projection- Gefilterte Rückprojektion, Seite 9
FWHM	Full Width Half Maximum, Seite 8
HEGP	High Energy General Purpose, Seite 8
I	Iod, Seite 9
LEHR	Low Energy High Resolution, Seite 8
Lu	Lutetium, Seite 9
MLEM	Maximum Likelihood-Expectation Maximazation, Seite 9
mSv	Millisievert, Seite 11
NaI	Natriumiodid, Seite 6
NET	Neuroendokriner Tumor, Seite 10
OSEM	Ordered Subset-Expectation Maximazation, Seite 9
PMT	Photomultipliertube, Photoelektronenvervielfacher, Seite 6
PSF	Point Spread Function- Punktabbildungsfunktion, Seite 8
Re	Rhenium, Seite 9
RN	Rauschniveau, Seite 20
ROI	Region of Interest, Seite 21
SEV	Sekundärelektronenvervielfacher, Seite 6
SIRT	Selektive interne Radio-Therapie, Seite 10
SPECT	Single Photon Emission Computed Tomography, Einzelphoton-Emissions- Computertomographie, Seite 8
StrlSchV	Strahlenschutzverordnung, Seite 10
Tc	Technetium, Seite 9

1 Einleitung

Die nuklearmedizinische Bildgebung erlaubt die funktionelle Abbildung von Stoffwechselvorgängen. Die Dosimetrie bei Anwendung von Radiopharmaka zu therapeutischen Zwecken basiert momentan auf zweidimensionalen Ganzkörper-Szintigrammen. Zur besseren Quantifizierung der Strahlendosen in Zielstrukturen und kritischen Organen wird eine Berechnung auf Grundlage der Bestimmung von dreidimensionalen Aktivitätsverteilungen mittels SPECT-Aufnahmen angestrebt. Die räumliche Auflösung der Kamerasysteme wird insbesondere durch die Energie der Gammastrahlung, der physikalischen Vorgänge Streuung und Schwächung, dem Kollimator und dem Objekt-Kollimator-Abstand beeinflusst. Rekonstruktionsverfahren für dreidimensionale Bilddaten unterliegen einer ständigen Weiterentwicklung. Der Astonish-Algorithmus (Fa. Philips) basiert auf dem bereits länger bekannten iterativen Rekonstruktionsverfahren OSEM und soll durch Einbeziehung der abstandsabhängigen Abbildungsfunktion eine deutliche Steigerung der räumlichen Auflösung erzielen. Dies dürfte von Vorteil für die Dosimetrie sein. Ziel dieser Arbeit ist es, das SPECT-Bildverbesserungsverfahren Astonish von Philips zu erproben, um daraus Schlussfolgerungen für den Einsatz in der 3D-Dosimetrie zu treffen. Dazu sollen unter Verwendung von $^{99m}\text{Technetium}$ und der Therapienuklide $^{177}\text{Lutetium}$, $^{188}\text{Rhenium}$ und ^{131}Iod geeignete Phantommessungen mit SPECT durchgeführt werden. Die Rekonstruktionsergebnisse des Astonish-Algorithmus und einem konventionellen Rekonstruktionsverfahren sollen verglichen werden, wobei auch die Möglichkeit der Einbeziehung einer Schwächungskorrektur geprüft werden soll. Die Quantifizierung der Messdaten erfolgt insbesondere bezüglich der räumlichen Auflösung und des Bildkontrastes. Nach der Einarbeitung in das Thema und die verwendeten Geräte sollen erste Messungen mit dem leicht zu beschaffenden und kurzlebigen $^{99m}\text{Technetium}$ zum Erlernen der messtechnischen Abläufe und Bestimmung der Messparameter erfolgen. Dieses Radionuklid ist das am häufigsten in der nuklearmedizinischen Diagnostik eingesetzte und somit eine potentielle Steigerung der Bildqualität von besonderem Interesse. Die Untersuchungen mit den für Therapie eingesetzten Nukliden sind erforderlich, da sich die Strahlencharakteristik und somit auch Kamerakonfiguration unterscheiden.

2 Grundlagen

2.1 Physikalische Grundlagen der nuklearmedizinischen Bildgebung

Alle uns umgebenden Stoffe sind aus Atomen aufgebaut. Sie bestehen aus Protonen und Neutronen im Kern und Elektronen in der Atomhülle. Jedes Element ist durch seine Protonenzahl Z und Neutronenzahl N definiert. Besitzen Nuklide die gleiche Anzahl an Protonen, aber eine unterschiedliche Anzahl an Neutronen, werden diese Isotope eines Elements genannt. Alle Elemente und Isotope sind als Übersicht in Nuklidkarten dargestellt, wobei die Neutronenzahl auf der Abszisse und die Protonenzahl auf der Ordinate aufgetragen sind. In dieser zweidimensionalen Darstellung sind alle Nuklide und Isotope nach ihrem Zerfallstyp farblich markiert. So sind stabile Nuklide von instabilen unterschieden, die sich zum Beispiel durch einen α -, β^+ - oder β^- -Zerfall auszeichnen. Bei einem α -Zerfall wird ein Helium-4-Kern aus dem Atomkern emittiert. Der β^- -Zerfall zeichnet sich durch das Aussenden eines Elektrons und Antineutrinos aus dem Atomkern, durch Folge der Umwandlung eines Neutrons in ein Proton, aus. Dagegen wird bei dem β^+ -Zerfall das Antiteilchen des Elektrons, Positron genannt und ein Neutrino, emittiert. Das Positron entsteht bei der Umwandlung eines Protons in ein Neutron.

Die dritte Zerfallsart neben dem Alpha- und Betazerfall ist der Gammazerfall. Mit diesem wird der Übergang eines Atomkernes von einem angeregten in ein energetisch niedrigeren Zustand als Folge eines Alpha- oder Betazerfalls bezeichnet. Es entsteht auf Grund des Energieübergangs ein energiereiches Photon [10].

Der radioaktive Zerfallsprozess von instabilen Nukliden ist ein stochastischer Vorgang. Somit lässt sich der Zerfall von Atomen nur mit einer Wahrscheinlichkeit vorhersagen. Mit dieser Zerfallswahrscheinlichkeit lässt sich die mittlere Lebensdauer eines Isotops beschreiben. Somit entsteht eine Proportionalität zwischen den in einem Zeitintervall dt zerfallenen und den vorhandenen instabilen Atomkernen dN :

$$\frac{dN}{dt} = -\lambda \cdot N(t). \quad (2.1)$$

Durch Umstellen und Integrieren dieser Gleichung erhält man das Zerfallsgesetz in der Darstellung mit der Proportionalitätskonstanten λ :

$$N(t) = N_0 \cdot e^{-\lambda \cdot t}. \quad (2.2)$$

N_0 beschreibt dabei die Anzahl der instabilen Atome zum Zeitpunkt $t = 0$. λ lässt sich auch durch die Halbwertszeit $T_{\frac{1}{2}}$ beschreiben. Dadurch ergibt sich das Zerfallsgesetz in der Darstellung mit $T_{\frac{1}{2}}$:

$$N(t) = N_0 \cdot e^{-\frac{\ln(2)}{T_{\frac{1}{2}}} \cdot t}. \quad (2.3)$$

Die physikalische Halbwertszeit charakterisiert die Zeitspanne, in der die Hälfte der vorhandenen instabilen Atomkerne zerfallen ist. Betrachtet man die Anzahl der radioaktiven Zerfälle pro Zeiteinheit, spricht man von der Aktivität. Sie besitzt die Einheit Becquerel [Bq] = [1/s].

$$A(t) = -\frac{dN}{dt} \quad (2.4)$$

$$A(t) = A_0 \cdot e^{-\frac{\ln(2)}{T_{\frac{1}{2}}} \cdot t} \quad (2.5)$$

Um die Aktivität in einem definierten Volumen zu charakterisieren, wird die Bezeichnung der Aktivitätskonzentration verwendet.

$$c_A = \frac{A}{V} \quad (2.6)$$

Findet bei einem Patienten eine Untersuchung oder Behandlung mit nuklearmedizinischer Bildgebung statt, kommt neben der physikalischen auch die biologische Halbwertszeit zu tragen. Sie wird durch die Stoffwechselgeschwindigkeit beeinflusst, welche in jedem Körper spezifisch ist. Zusammen ergibt sich die effektive Halbwertszeit [10].

$$T_{eff} = \frac{T_{biol} \cdot T_{phys}}{T_{biol} + T_{phys}} \quad (2.7)$$

Beim Durchgang von ionisierender Strahlung durch Materie kommt es zur Schwächung. α -Strahlung hat durch seine hohe Masse und elektrische Ladung eine sehr kurze Reichweite von weniger als einem Millimeter in Gewebe. Die bei einem β^- -Zerfall freiwerdende Energie verteilt sich auf das Elektron und Antineutrino in ein kontinuierliches Spektrum. Das Elektron wird durch Kräfte anderer Atomkerne und Hüllenelektronen abgebremst, wodurch charakteristische oder Röntgenbremsstrahlung entsteht. Die Energie des Positrons bei β^+ -Strahlung wird durch den Vorgang der Paarvernichtung mit einem Elektron in zwei Photonen mit je 511 keV umgewandelt. Sie werden in entgegengesetzte Richtung ausgesendet. Die Reichweite von β -Strahlung im Gewebe beträgt wenige Millimeter.

Bei Schwächungseffekten von Photonen in Gewebe treten vor allem zwei Effekte in Erscheinung: der Photo- und Comptoneffekt. Beim Photoeffekt überträgt das Photon seine komplette Energie auf ein inneres Hüllenelektron, wobei dieses die Atomhülle verlässt und ein Elektronenloch hinterlässt. Der Comptoneffekt dominiert die Schwächungsvorgänge im menschlichen Gewebe. Die Energie des Photons wird teilweise auf ein äußeres Hüllenelektron übertragen. Dadurch wird das Elektron aus dem Atom herausgelöst und das Photon von seiner ursprünglichen Ausbreitungsrichtung abgelenkt, was die Streustrahlung darstellt [9]. Die Schwächung ist größer, je dichter und dicker das Material und je höher dessen Ordnungszahl ist. Dieses Schwächungsverhalten ist stoffspezifisch und auch energieabhängig und wird durch den linearen Schwächungskoeffizient μ beschrieben. Dabei nimmt die Intensität I der Strahlung exponentiell mit der Dicke d ab. I_0 ist die Intensität der Strahlung vor der Schwächung.

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot d} \quad (2.8)$$

Für eine dichteunabhängige Darstellung wird der Massenschwächungskoeffizient $\frac{\mu}{\rho}$ in (cm^2/g) verwendet.

2.2 Nuklearmedizinische Bildgebung

Die Grundlage für die Bildgebung in der Nuklearmedizin bilden Gammaquanten durch den radioaktiven Zerfall der klinischen Nuklide. Sie werden mittels so genannten Szin-

zintillationsdetektoren (Abb. 2.1), umgangssprachlich Gammakameras genannt, registriert und in einer bildlichen Darstellung ausgewertet. In einem Szintillationskristall, welcher in den meisten Fällen aus Natriumiodid (NaI) besteht, finden durch einfallende Gammaquanten Ionisationsvorgänge im Kristall statt, bei deren Abregung Lichtblitze im sichtbaren Bereich emittiert werden. Der Zeitraum, in dem ein Lichtblitz entsteht und wieder abklingt nennt man Totzeit. In diesem können keine weiteren Quanten nachgewiesen werden, da der Kristall erst von dem angeregten in den Grundzustand übergehen muss.

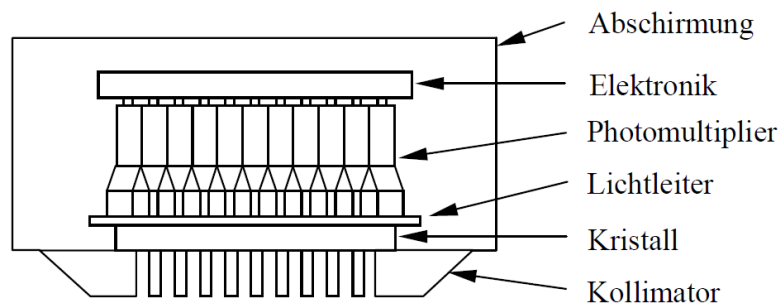


Abbildung 2.1: Aufbau einer Gammakamera [6]

Durch eine diffus reflektierende Umhüllung des Szintillatorkristalls trifft das Lumineszenzlicht über einen Lichtleiter auf den Photomultiplier (PMT). Dieser besteht aus einem Eintrittsfenster aus beschichtetem Glas, wobei Bestrahlung mit Licht im sichtbaren Wellenlängenbereich durch den äußeren lichtelektrischen Effekt Elektronen ausgelöst werden. Die Elektronenausbeute der Photokathode liegt bei rund 20% [11]. Diese Elektronen verlassen die Photokathode in Richtung der Dynoden.

Zusammen mit der Photokathode bilden die Dynoden den Sekundärelektronenvervielfacher (SEV) (Abb. 2.2). Durch eine Fokussierelektrode treffen die Photoelektronen auf die erste von n Dynoden. Zwischen ihnen liegt eine um circa 100V ansteigende Spannung gegenüber der Kathode an. Die beschleunigten Elektronen setzen durch Stoßprozesse an den Dynoden weitere Sekundärelektronen frei. Die Emissionsrichtung der Sekundärteilchen wird durch die Form der Dynoden bestimmt. Die Verstärkung eines SEV mit zehn bis 14 Dynoden liegt in der Größenordnung 10^6 und höher [11]. Die erzeugte Elektronenlawine löst einen Spannungsimpuls aus und wird von der Auswerteelektronik weiterverarbeitet.

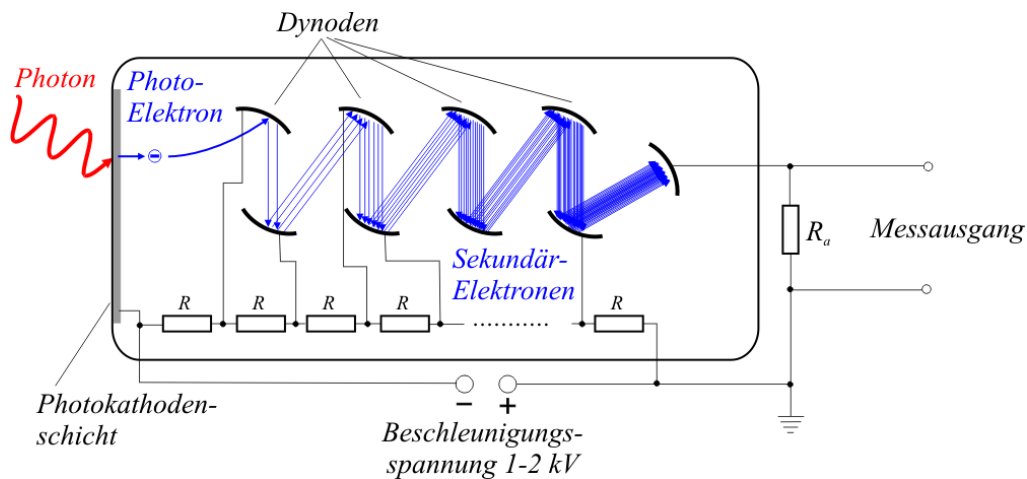


Abbildung 2.2: Schematischer Aufbau eines Sekundärelektronenvervielfachers [1]

Für einen parallelen Strahlenverlauf und dadurch senkrechten Einfall auf der Detektoroberfläche werden Kollimatoren verwendet. Diese sogenannten Parallellochkollimatoren werden am Häufigsten eingesetzt. Sie bestehen aus Blei und besitzen meist runde oder sechseckige Löcher. Es werden nur die Photonen detektiert, die durch Septen zwischen den Löchern nicht absorbiert werden. Ein durch die Absorption im Kristall entstandener Lichtblitz beleuchtet die einzelnen Sekundärelektronenvervielfacher in Abhängigkeit vom Entstehungsort. Weiter entfernt liegende erhalten weniger Licht als näherliegende, was zur Ortung des Primärereignisses und Energiebestimmung ausgenutzt wird [7].

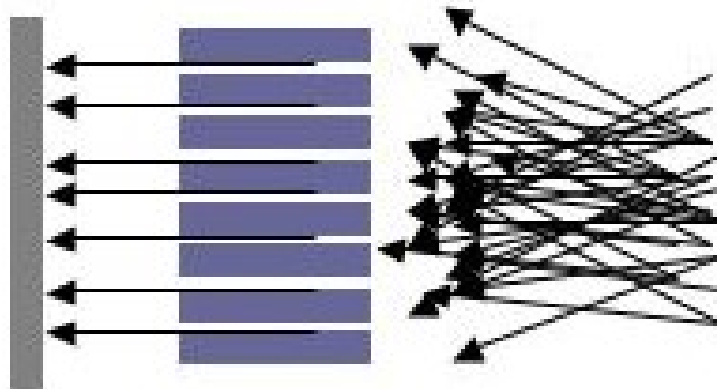


Abbildung 2.3: Prinzip des Kollimators, nur nahezu parallel einfallende Quanten passieren den Kollimator [3]

Mit Gammakameras lassen sich Szintigramme des Körpers aufnehmen. Die Bilder liegen digital als Matrizen vor, ein einzelnes Bildelement wird als Pixel bezeichnet. Detektiert man mit einer oder mehrerer Gammakameras Projektionsaufnahmen aus verschie-

denen Blickrichtungen, lassen diese sich zu Schichtaufnahmen rekonstruieren. Diese Bilder werden als SPECT-Aufnahmen bezeichnet. Sie zeigen die Verteilung der radioaktiven Substanz im Körper. Dabei befindet sich die Rotationsachse in Körperlängsachse des Patienten. An SPECT-Kameras werden Kollimatoren je nach Energie der zu detektierenden Gammaquanten verwendet. In der Nuklearmedizin des Dresdner Universitätsklinikums werden LEHR- und HEGP-Kollimatoren je nach appliziertem Nuklid verwendet.

Gammakameras können durch verschiedene Eigenschaften charakterisiert werden. Die Empfindlichkeit stellt die registrierten Ereignisse für eine bestimmte Aktivität dar, ist energieabhängig und besitzt ihr Maximum bei einer theoretischen Totzeit von Null. Durch die Dauer der Totzeit wird die zeitliche Auflösung beschrieben. Ist diese sehr klein, kann schnell ein weiteres Photon detektiert werden. Ganz entscheidend ist die Bildqualität. Sie kann durch die Ortsauflösung, den Bildkontrast und das Rauschen beurteilt werden. Das Rauschen ist von der Pixelgröße und der Anzahl der registrierten Impulse abhängig. Es wird somit neben der Systemempfindlichkeit auch von der Aktivität im Objekt, der gewählten Aufnahmematrix und der Messdauer beeinflusst. Der Bildkontrast wird durch das Verhältnis zwischen Mess- und Untergrundsignal beschrieben.

Durch ein einfallendes Photon werden mehrere Elektronen aus dem atomaren Gefüge des Detektors gelöst. Deshalb wird die Energie eines einfallenden Gammaquants nicht diskret abgebildet, sondern „verschmiert“. Dies wird als Energieauflösung bezeichnet und ist auch durch die SEVs bedingt. Die Häufigkeit von gemessenen Impulse der radialen Verteilung wird durch die Punktabbildungsfunktion (PSF) dargestellt. Dies beschreibt die Ausflösung und entspricht häufig der Gauss'schen Abbildungsfunktion. Sie ist von der Kristalldicke des Detektors und Kollimators, sowie auch vom Energiefenster, abhängig.

$$PSF(r) = \frac{1}{(\sigma\sqrt{2\pi})^3} e^{-\frac{r^2}{2\sigma^2}} \quad (2.9)$$

Ermittelt man die Breite des Peaks beim halben Maximum (FWHM), erhält man das Auflösungsvermögen, wobei σ die Standardabweichung darstellt.

$$FWHM = 2\sqrt{2\ln 2} \cdot \sigma \quad (2.10)$$

2.2.1 Bildrekonstruktionsverfahren

Für die Bildqualität ist auch der Rekonstruktionsalgorithmus ausschlaggebend. Die Algorithmen lassen sich in gefilterte Rückprojektion (FBP) und iterative Verfahren einteilen. Bei der FBP werden die projizierten Daten entlang ihrer Aufnahme-richtung zurückprojiziert und mittels eines für die Aufnahme spezifischen Faltungskerns gefaltet. In der FBP werden alle aufgenommenen Projektionen verwendet. Zu den iterativen Rekonstruktionen gehören der MLEM-, OSEM- und Astonish-Algorithmus. Die iterativen Algorithmen teilen die Projektionen und errechnen aus der Abweichung zu den gemessenen Daten eine Korrektur der Aktivitätsverteilung. Die Rechnung wird wiederholt, bis sich die berechneten Werte den gemessenen genügend genau annähern, oder die Anzahl der verwendeten Iterationschritte erreicht ist. Durch die rasante Entwicklung der Geschwindigkeit der Rekonstruktionsrechner wird nun kaum mehr Zeit für die iterative Rekonstruktion als die FBP benötigt. Allerdings bietet eine iterative Rekonstruktion den Vorteil einer genaueren Darstellung des Objektes. Bei OSEM und Astonish kommt der Rampen-Filter zum Einsatz, welcher für eine schärfere Kantendarstellung sorgt. Weiterhin lassen sich prinzipiell Korrekturen für die Schwächung und Streuung in die Rekonstruktion einarbeiten.

2.3 Nuklide in der nuklearmedizinischen Bildgebung und Therapie

Tabelle 2.1: Übersicht über die verwendeten Nuklide [12]

	^{99m}Tc	^{188}Re	^{177}Lu	^{131}I
Gewinnung	synthetisch			
Halbwertszeit	6,01 h	17,02 h	6,73 d	8,01 d
Strahlungsart	γ	β^- , γ	β^- , γ	β^- , γ
Photopeakenergie	140 keV	155 keV	113 keV; 208,4 keV	364,5 keV

Ziel der Nuklearmedizin ist es, Stoffwechselprozesse sichtbar zu machen. Dabei haben verschiedene Gewebarten unterschiedliche Stoffwechselraten. Vom Körper aufgenommene Stoffe werden in verschiedenen Organen verstoffwechselt. Geringe Mengen radioaktiver Arzneimittel werden in den Körper eingebracht und nehmen am Stoffwechsel teil (Tracer). Durch den geringen Anteil der radioaktiven Substanz zum körpereigenen Stoff werden die Stoffwechselvorgänge nicht gestört. Es werden Nuklide verwen-

det, welche ein Koppeln an diese körpereigenen oder körperfremde Stoffe erlauben. Zur Diagnostik werden Nuklide mit vorwiegend Gammastrahlung verwendet, um eine Bildgebung zu ermöglichen und die Körperdosis niedrig zu halten (Tabelle 2.1). Dazu zählt das metastabile $^{99m}\text{Technetium}$. Bei der Therapie mit Radionukliden finden Stoffe Verwendung, die Beta-Strahlung zur Akkumulation der gewünschten Dosis im Zielorgan und eine Gamma-Strahlung zur Bildgebung emittieren. Sehr oft verwendet werden $^{177}\text{Lutetium}$, $^{188}\text{Rhenium}$ und ^{131}Iod . ^{131}Iod wird bei der Therapie von krankhaften Veränderungen der Schilddrüse verwendet. Dagegen werden bei neuroendokrinen Tumoren (NET) $^{177}\text{Lutetium}$ und $^{188}\text{Rhenium}$ verwendet. Neuroendokrine Zellen sind im Magen-Darm-Trakt verteilt und dienen der Hormonproduktion. Bei der Therapie können die Tracer intravenös oder intraarteriell appliziert werden. Werden sie in die Arterie über einen Katheter nahe dem Tumor gespritzt gelangt der radioaktive Stoff zuerst zum Tumor. Man erwartet davon eine höhere Dosis im Zielvolumen und weniger im restlichen Organismus. Durch eine venöse Applikation ist die Belastung des Gesamtorganismus höher. Dies wird systemische Therapie genannt. Rhenium in Form von markierten Mikrosphären wird bei SIRT-Therapien bösartiger Leberkarzinome oder als CD66 vor einer Transplantation des Knochenmarks durchgeführt. $^{177}\text{Lutetium}$ wird als somatostatinanaloger Stoff, Dotatate genannt, bei der Therapie von neuroendokrinen Tumoren (Magen, Darm oder Bauchspeicheldrüse) appliziert. Durch die Verstoffwechselung im Körper und der Ausscheidung sind die Nieren als kritische Organe aufzuführen. Eine Therapie ist immer ein Kompromiss zwischen akkumulierter Dosis im Zielorgan und Strahlungsbelastung von Risikoorganen.

2.4 Strahlenschutz

Durch den Umgang im klinischen Umfeld mit ionisierender Strahlung, tritt die Strahlenschutzverordnung (StrlSchV) in Kraft. Sie dient

„zum Schutz des Menschen und der Umwelt vor der schädlichen Wirkung ionisierender Strahlung Grundsätze und Anforderungen für Vorsorge und Schutzmaßnahmen zu regeln, die bei der Nutzung und Einwirkung radioaktiver Stoffe und ionisierender Strahlung zivilisatorischen und natürlichen Ursprungs Anwendung finden.“ [2]

Die Verordnung regelt den Umgang mit radioaktiven Nukliden und den Betrieb von Geräten zur Erzeugung von ionisierender Strahlung. Die Bereiche für die Nutzung solcher Substanzen sind in Überwachungs-, Kontroll- und Sperrbereich eingeteilt. Für die Bevölkerung gilt ein Grenzwert für die effektive Dosis von einem Millisievert (mSv) in einem Jahr. Überwachungsbereiche sind jene, wo diese Schwelle potentiell überschritten werden kann. Zwischen sechs und 20 mSv gilt der Bereich als Kontrollbereich und dann als Sperrbereich. Die Überwachung zur Einhaltung dieser Grenzwerte wird über dosimetrische und Inkorporationsmessungen durchgeführt.

3 Material und Methoden

3.1 Philips Bright View SPECT-Kamera

Für die Durchführung der Phantommessungen wurde die SPECT-Kamera Bright View der Firma Philips verwendet (Abb. 3.2). Sie besitzt zwei Detektoren und ist nicht mit einem CT ausgestattet. Zur Einarbeitung in die Bedienung fanden verschiedene Hospitationen zur Bedienung des Systems, dessen Einstellungen und dem Wechseln der Kollimatoren statt. Desweiteren war es möglich, für die SPECT-Aufnahmen ein Protokoll zu erstellen (Abb. 3.1), in welchem die Grundeinstellungen vorhanden waren und somit die Messungen bezüglich der Messkonfiguration nur wenig Vorbereitung bedurfte.

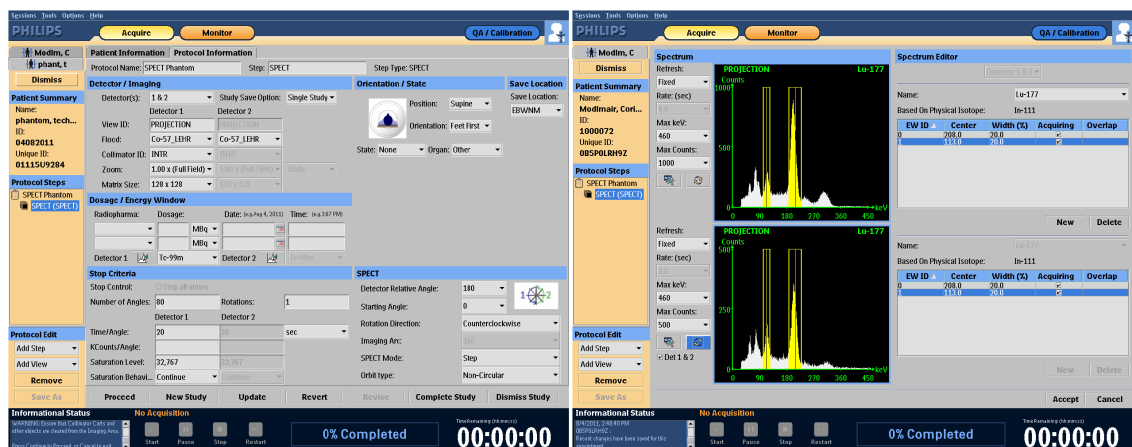


Abbildung 3.1: Einstellung der Aufnahmeparameter an der Bright View Kamera; links: Messparameter im erstellten SPECT Phantom Protokoll, rechts: Photopeak Energiefenster von ^{188}Lu

Bei dem Kamerasystem ist zu beachten, dass für das zu messende Nuklid der richtige Kollimator angebracht ist und dieser, sowie das Nuklid im Messprotokoll, richtig ausgewählt wurde. Für $^{99\text{m}}\text{Tc}$ wurde mit dem Niedrigenergiekollimator gemessen, bei ^{188}Re , ^{177}Lu und ^{131}I mit dem Hochenergiekollimator. Da sich das Energiefenster nach dem ausgewählten Nuklid richtet, führt eine falsche Einstellung zu einer misslungenen Messung. Weiterhin sollte nur das Energiefenster des Photopeaks aktiviert sein, um nicht eventuelle Streustrahlung zu detektieren. Diese führen zu einer besseren Statistik, verfälschen aber das Messergebnis. Neben den Voreinstellungen ist

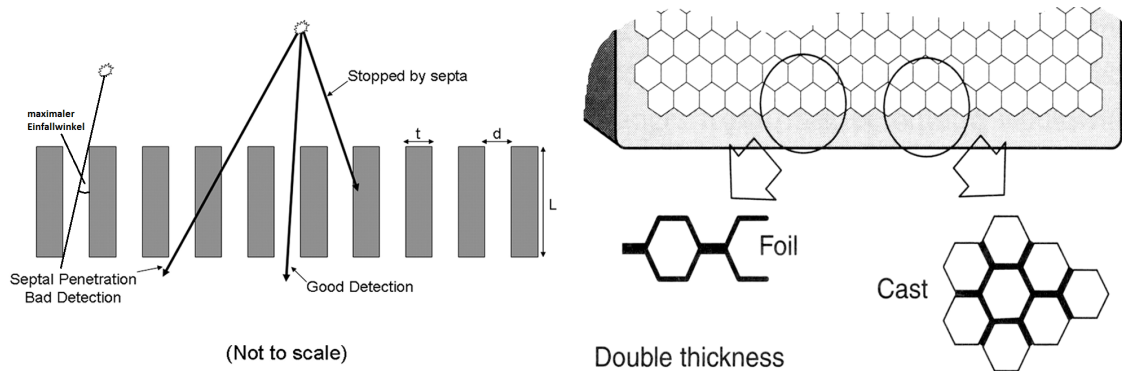


Abbildung 3.3: Links: Schematische Funktionsweise eines Kollimators; rechts: Schematischer Aufbau des HEGP- und LEHR-Kollimators, Quelle: links: http://miac.unibas.ch/PMI/07-NuclearMedicineImaging-media/figs/cast-vs-foil_collimator.png; rechts: <http://tech.snmjournals.org/content/39/2/100/F1.large.jpg>

werden, oder sich in Richtung der Löcher ausbreiten, werden detektiert. Durch die Septendicke und -länge ergibt sich der maximale Einfallswinkel (Tabelle 3.2).

Tabelle 3.2: Eigenschaften der Kollimatoren der Philips Bright View Gammakamera, Quelle: Datenblatt Philips Bright View Gammakamera

	LEHR	HEGP
Septendicke	0,152 mm	1,73 mm
Septenlänge	27 mm	58,4 mm
Maximaler Einfallswinkel	0,32°	1,7°
Konstruktion	Folie	Gegossen
Gewicht	35 kg	128 kg
Material	Blei	Blei

3.2 OSEM und Astonish

Bildrekonstruktionsalgorithmus

OSEM bildet die Grundlage für den Astonish-Algorithmus (Abb. 3.4) und ist selbst aus dem MLEM-Verfahren weiterentwickelt. Eine wesentliche Weiterentwicklung ist die Verwendung von Subsets bei OSEM und Astonish. In Subsets werden immer eine gleichgroße Anzahl der Projektionsaufnahmen unterteilt, sodass die Daten eines Subsets gleichmäßig um das Objekt verteilt sind. Es werden dadurch in jedem Subset nur ein Teil der Daten verarbeitet. Die angenommene Aktivitätsverteilung wird bei der Rekonstruktion jedes Subsets verwendet, um ein bereits korrigiertes Startbild bereitzustellen.

Die Subsets werden dabei nacheinander zur Rekonstruktion verwendet. In einer Iteration werden alle Subsets berücksichtigt und verarbeitet. Durch die Unterteilung in Subsets konvergiert der Algorithmus sehr viel schneller, als die MLEM-Rekonstruktion. Je mehr Subsets gewählt werden, desto schneller konvergiert der Algorithmus. Allerdings sinkt die Bildqualität, wenn zu viele Subsets verwendet werden, wodurch zu wenige Daten in einem Subset zusammengefasst sind [5]. Sowohl OSEM als auch Astonish können eine Streukorrektur in der Berechnung verwenden, um die physikalischen Vorgänge innerhalb des Objektes zu berücksichtigen. Weiterhin verwendet Astonish eine

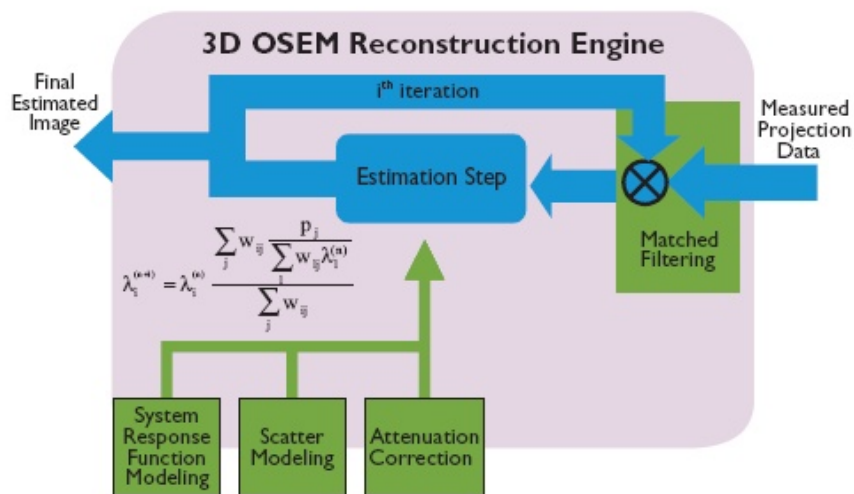


Abbildung 3.4: Schematische Darstellung der Funktionsweise des Astonish-Algorithmus' [8]

Abstands- und Streukorrektur, welche eine detektorabstandsunabhängige Darstellung des Objektes ermöglichen soll. Außerdem wird mehrfach eine Vor- und Nachfilterung in die Datenrekonstruktion eingebracht, um das Rauschen zu verringern. Diese Weiterentwicklungen sollen für eine bessere Handhabung des Rauschens sorgen, sowie eine effektive Verwertung von zusätzlichen Informationen aus begrenzten Schichten ermöglichen, was für eine bessere Bildauflösung sorgt. Außerdem sollen Randartefakte eliminiert werden [8]. Durch die dreidimensionale Ausdehnung der radioaktiven Substanz im Messobjekt entsteht bei dem Durchgang der Strahlung durch den Messkörper der Schwächungseffekt vorwiegend auf Grund der Comptonwechselwirkung. Es ist möglich, durch eine Schwächungskorrektur diesen Effekt rechnerisch auszugleichen. Dies ist für die quantitative Auswertung von Vorteil. Ein häufig eingesetztes Verfahren ist die Schwächungskorrektur nach Chang, welches nach der Rekonstruktion der SPECT-Rohdaten durchgeführt wird und eine homogene Verteilung des Schwächungskoeffizienten annimmt. Dagegen kann bei einem Iterativen Rekonstruktionsverfahren

der Schwächungseffekt direkt korrigiert werden. Voraussetzung ist die Kenntnis der räumlichen Verteilung des energieabhängigen Schwächungskoeffizienten. Dies kann zum Beispiel aus einem Computertomogramm gewonnen werden. Neuere Systems können zusätzlich mit einem Computertomogramm ausgestattet sein. Nach der Bestimmung der Körperkontur wird jedes Pixel in der transversalen Matrix mit einem Korrekturfaktor berichtigt [4].

3.3 Kugelphantom und weitere verwendete Messkörper

3.3.1 Kugelphantom

Für die Untersuchungen wurde ein Phantom aus Plexiglas verwendet, was einen Teil des Thorax mit Armen darstellt (Abb. 3.5, Abb. 3.6). Das Thorax- und Armvolumen kann individuell gefüllt werden. Bei den SPECT-Untersuchungen wurde keine radioaktive Flüssigkeit in das Volumen der Arme gefüllt.

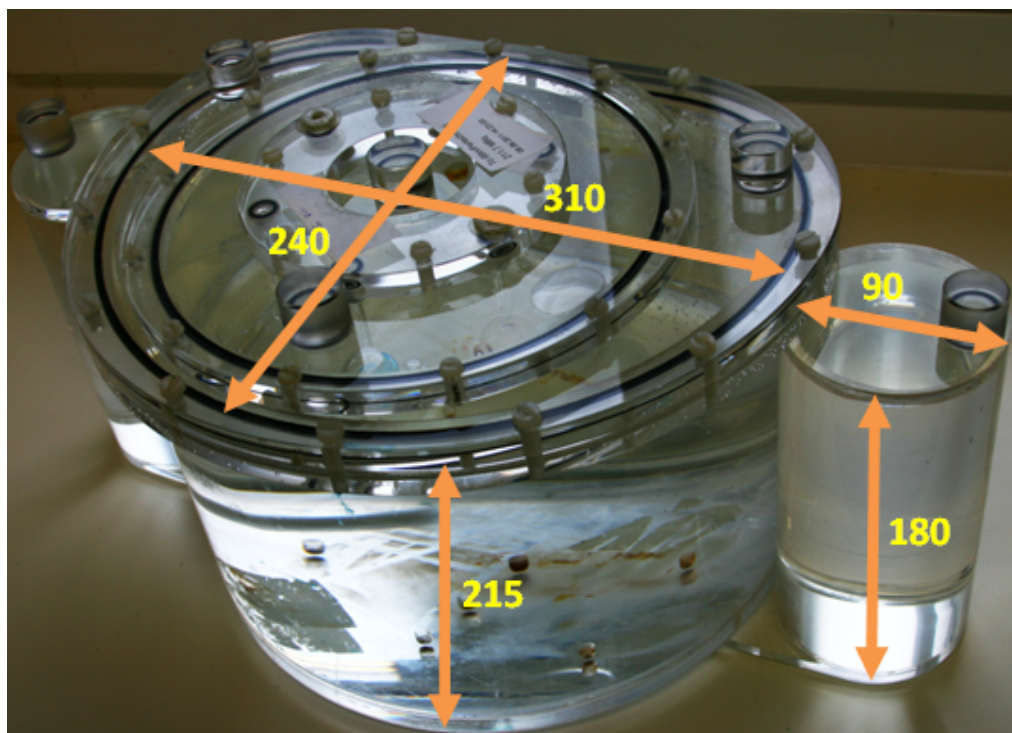


Abbildung 3.5: Maße des Kugelphantoms in mm

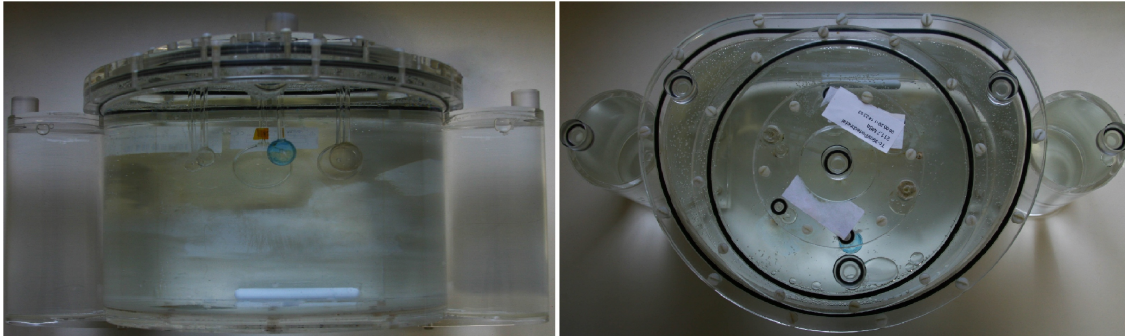


Abbildung 3.6: Darstellung des Kugelphantoms, links: frontale Sicht, rechts: Draufsicht

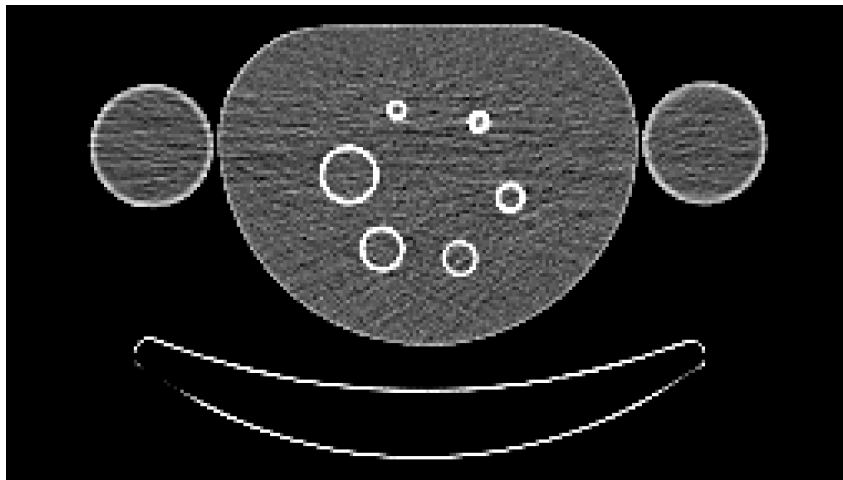


Abbildung 3.7: CT-Schnittbild des Kugelphantoms aufgenommen an einem PET/CT-Gerät der Firma Siemens

Das ovale Volumen des Thoraxzylinders lässt sich über eine kreisrunde Platte durch Schraubverbindungen öffnen. Im Rahmen der Bachelorarbeit wurden an diesem Deckel durch Steckverbindungen sechs befüllbare Glaskugeln (Volumen siehe Tabelle 3.3) mit verschiedenen Größen angebracht und durch Silikon abgedichtet, um diese vor ungewolltem Lösen zu sichern. Durch die Steckverbindungen, welche durchgängig sind, ließ sich der Inhalt jeder Kugel mit einer Kanüle einspritzen und herausziehen. Die aktivitätsgefüllten Kugeln sollen Tumore oder Metastasen simulieren, da diese häufig mehr Aktivität anreichern als die Umgebung. Das Volumen der Glaskugeln wurde durch Befüllen und Entleeren nach der Gewichts Differenzmethode bestimmt. Insgesamt besitzen diese ein Füllvolumen von 47,5 ml. Das Volumen des Thorax wurde nach derselben Methode bestimmt und ergab eine Füllmenge von 9,7 l. Durch die Messung dieser Volumina lassen sich die benötigten Aktivitätskonzentrationen berechnen, um ein gewünschten Aktivitätskontrast zwischen den Kugeln und dem Thoraxvolumen einzustellen. Um die gewünschten Kontraste zu erhalten, wurde ein Becherglas mit genügend Wasser gefüllt,

Tabelle 3.3: Außen- d_a und Innendurchmesser d_i , sowie Füllvolumen V_i der Glaskugeln des Kugelphantoms

d_a (mm)	d_i Datenblatt (mm)	V_i (ml)	d_i berechnet (mm)
13	10	0,6	10,5
15	13	1	12,4
20	17	2,8	17,4
24	22	5,8	22,3
30,5	28	11	27,6
40	37	26,3	36,9

mit der radioaktiven Flüssigkeit vermischt und in die Glaskugeln eingefüllt. Aus Gründen des Strahlenschutzes wurde die Aktivität für den Hintergrund erst unmittelbar vor der Messung im Raum der Gammakamera eingespritzt, da für die gewünschte Aktivitätskonzentration durch das große Füllvolumen sehr viel radioaktive Flüssigkeit benötigt wurde. Ziel ist die Bestimmung der Auflösung und des Rauschens bei verschiedenen Kontrasten.

3.3.2 Glaskugel

Um die Halbwertsbreite bei einem Objekt und verschiedenen Nukliden zu bestimmen wurde eine Glaskugel mit dem Durchmesser von 37 mm gewählt, was der größten verfügbaren Kugel entspricht (Abb. 3.8). Glaskugeln mit einem kleineren Durchmesser fanden keine Verwendung bei Messungen von Einzelkörpern, um nicht an die Auflösungsgrenze zu gelangen. Das Befüllen und Entleeren des Volumens wurde mittels Kanüle über den Glasschaft realisiert. Die Wandstärke erhält man aus der Hälfte der Differenz zwischen Außen- und Innendurchmesser und wurde mit rund 1,5 mm bestimmt.



Abbildung 3.8: Darstellung der Glaskugel mit dem Innendurchmesser von 37 mm

3.3.3 Kunststoffzylinder

Weiterhin sollte ein Körper gemessen werden, dessen Durchmesser größer ist, als der der Glaskugel und eine konstante Geometrie über mehrere Zentimeter besitzt. Eine unregelmäßige Geometrie kann bei der Auswertung zu Problemen führen. Dazu wurde ein Kunststoffzylinder mit dem Durchmesser von 6 cm und der Höhe von 13 cm gewählt (Abb. 3.9). Wichtig ist, dass möglichst wenig Luft im Behälter verbleibt, um die Messung und Rekonstruktion nicht zu beeinflussen. Für die Rekonstruktion wurden Schichten zwischen Boden und Deckel ausgewählt, die diese konstante Geometrie aufweisen.



Abbildung 3.9: Darstellung des Kunststoffzylinders

3.3.4 Quantifizierung der SPECT Daten

Wegen langer Halbwertszeiten der Nuklide und die dagegen sehr kurze Messzeit wird auf die Halbwertszeitkorrektur bei den Experimenten verzichtet. Für die Auswertung der gemessenen SPECT-Daten bezüglich der Auflösung, Bildkontrast und des Rauschniveaus standen die Auswerteprogramme ROVER (Version v2.0.46) und R (Version 2.9.2) zur Verfügung. Der Bildkontrast c_I wird durch das Verhältnis zwischen Mess- und Untergrundsignal beschrieben.

$$c_I = \frac{N_K}{\bar{N}_B} \quad (3.1)$$

Er ist besser, je größer der Quotient ist. N_K stellt die maximale Anzahl der Impulse im Messsignal dar und \bar{N}_B die mittlere Anzahl der Impulse im Untergrund. Auch das Rauschniveau (RN) ist ein Maß für die Bildgüte. Es wird innerhalb eines homogenen

Bereichs durch

$$RN = \frac{\sigma_B}{\bar{N}_B} \quad (3.2)$$

definiert. σ_B ist die Standardabweichung des Messsignals im Untergrund und \bar{N}_B die mittleren registrierten Impulse im Untergrund. Für eine SPECT-Untersuchung werden die Impulse im untersuchten Objekt im Vergleich zum Untergrund betrachtet.

ROVER wurde für die PET-Datenauswertung programmiert, ist aber auch für die Quantifizierung von SPECT-Daten anwendbar. Jedem Pixel des SPECT-Bildes ist seine Impulszahl hinterlegt. In diesen Bildern lassen sich Masken in Form einer Kugel, eines Zylinders oder Quaders einzeichnen. Über die threshold (Schwellenwert)-Funktion lassen sich die Voxel innerhalb der Maske bezüglich der Impulszahlen analysieren. Dadurch lassen sich der Bildkontrast und das Rauschniveau errechnen. Daraus lässt sich zum Beispiel eine Region of Interest (ROI) abgrenzen (Abb. 3.11). Angaben zu Minimum, Maximum, Mittelwert und Standardabweichung der Impulsverteilung sind möglich. Exportiert man diese ausgewählten Regionen als Voxel-Data, legt ROVER ein Text-Datei an, in welchem jedes Voxel mit seiner x-, y- und z-Koordinate aufgeführt und mit der jeweiligen Impuls-Zahl versehen ist. Dieses Text-file kann durch R weiter ausgewertet werden. Aus diesen Daten lässt sich das Auflösungsvermögen bestimmen. Über die Auswertefunktion psfFit (point spread function Fit) wird für das angegebene Objekt der Schwerpunkt berechnet. Ist dies eine Kugel oder ein Zylinder, werden radiale Profile um den Schwerpunkt gelegt und die Impulszahlen in einem Diagramm aufgetragen. Da das

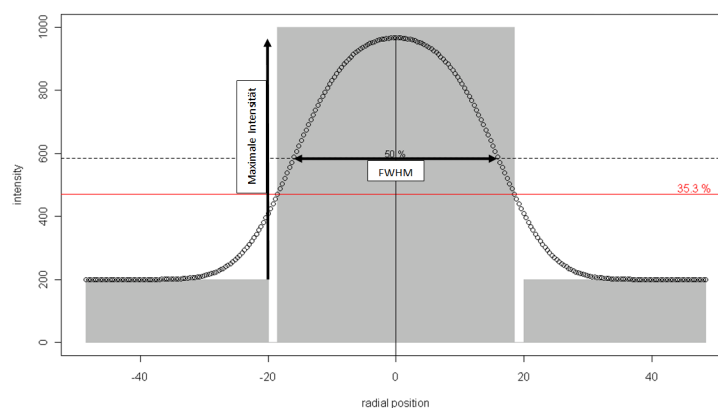


Abbildung 3.10: Darstellung der Halbwertsbreite bei einer simulierten Messung mit Untergrundsignal

Programm davon ausgeht, dass sich die gemessene dreidimensionale Impulsverteilung aus der Faltung des Objektes mit einer gaus'schen Punktabbildungsfunktion ergibt, las-

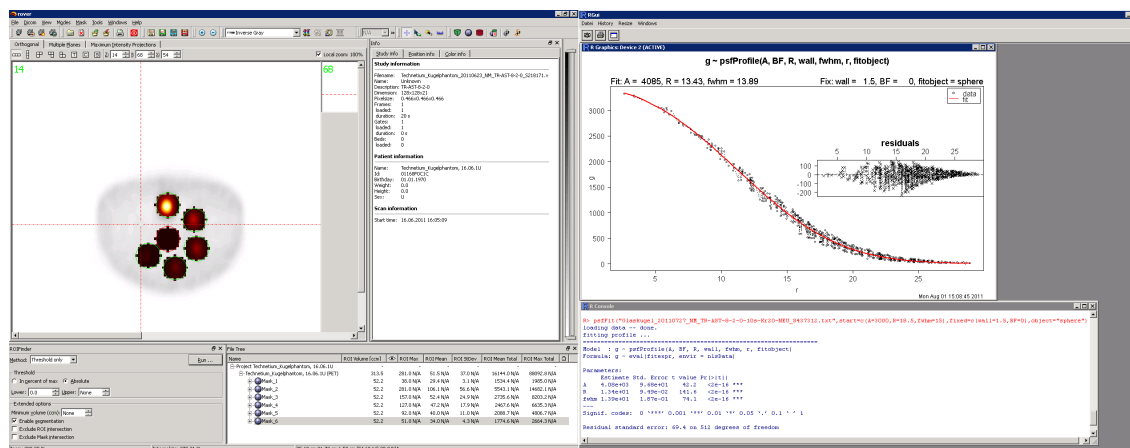


Abbildung 3.11: Layout der Auswertprogramme Rover(links) und R(rechts)

sen sich umgekehrt aus der Form der radialen Profile in einer nichtlinearen Regression der Objektradius und die Halbwertsbreite der FIT-Kurve ermitteln (Abb. 3.10). In dem Regressionsverfahren werden einzelne Parameter als Anfangswerte vorgegeben. Dadurch lässt sich unter anderem auch der bekannte Kugelradius fixieren (FIX), um ihn aus der Fitberechnung auszuschließen. In dem ausgegebenen Diagramm ist weiterhin eine Darstellung der Abweichungen der Impulse von der Fit-Kurve in Abhängigkeit des Radius vorhanden. In der Auswertung mit R kann die Wandstärke berücksichtigt werden. Sie ist für die Auswertung nur dann von Bedeutung, wenn sich in der Umgebung der Kugel auch Aktivität befindet. Über die Funktion psf lassen sich Simulationen durchführen (Abb. 3.12).

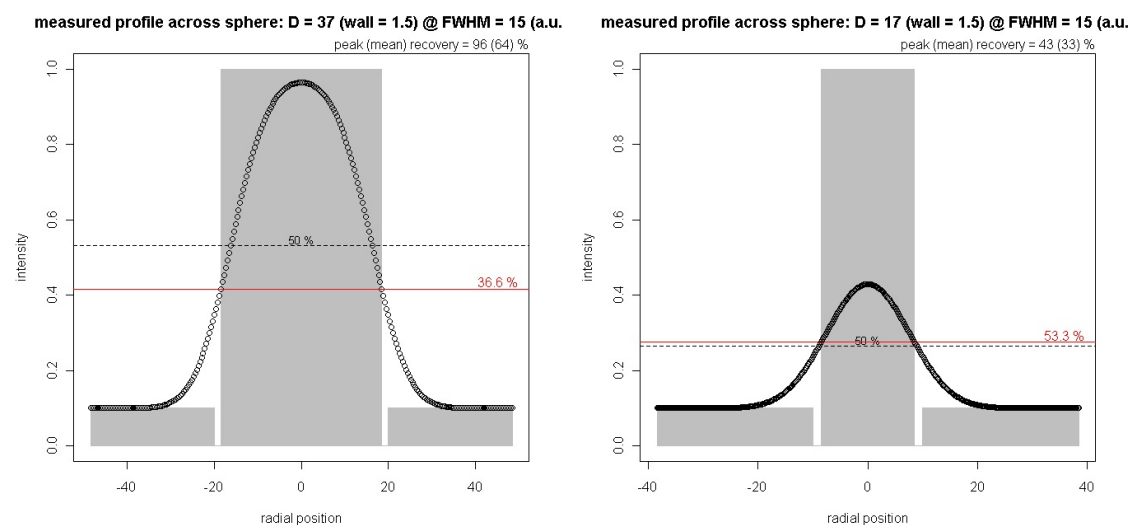


Abbildung 3.12: Partialvolumeneffekt, bei Volumen gleicher Aktivität und unterschiedlichen Radius sinkt der registrierte Peak

3.4 Messungen mit $^{99m}\text{Technetium}$

3.4.1 Messung des Kugelphantoms bei verschiedenen Kontrasten

Vor der Therapie eines Patienten mit dem Therapienuklid findet eine diagnostische Untersuchung, meist mit $^{99m}\text{Technetium}$, statt. Dieses Nuklid ist sehr gut als Tracer verwendbar, preiswert und steht immer zur Verfügung, emittiert Gammastrahlen und besitzt eine kurze Halbwertszeit und wurde deshalb auch verwendet, um das Experiment durchzuführen. Um den prinzipiellen Versuchsaufbau und die durchzuführenden Abläufe zu proben, Probleme zu erkennen und Messparameter zu bestimmen, wurde der erste Vorversuch durchgeführt. Dieser fand mit dem Kugelphantom statt. Es sollten verschiedene Kontrastverhältnisse zwischen den Kugeln und dem Zylinderphantom mit der SPECT-Kamera Bright View aufgenommen, rekonstruiert und ausgewertet werden (Tabelle 3.4). Zu diesem Zweck wurde das Phantom auf dem Bauch liegend auf die Patien-

Tabelle 3.4: Kontrastverhältnisse und Aktivitätskonzentrationen für $^{99m}\text{Technetium}$ bei der Untersuchung mittels Kugelphantom zwischen Glaskugel und Hintergrund

	c_A Kugel $\left(\frac{\text{kBq}}{\text{ml}}\right)$	c_A Zylinder $\left(\frac{\text{kBq}}{\text{ml}}\right)$	A größte Kugel (MBq)
10:1	100	10	2,6
5:1	100	20	2,6
2,5:1	100	30	2,6

tenliege der Bright View SPECT-kamera gelegt (Abb. 3.13). Es fanden drei Aufnahmen mit identischen Aufnahmeparametern (Tabelle 3.5) bei den verschiedenen Kontrasten statt. Folgend wurden zwei Rekonstruktionsalgorithmen angewendet. Eine zusätzliche

Tabelle 3.5: Aufnahmeparameter bei der Untersuchung des Kugelphantoms mit verschiedenen Kontrasten mit $^{99m}\text{Technetium}$

Nuklid	^{99m}Tc
Winkelschritte	40 pro Detektor
Aufnahmezeit	20 s pro Winkel
Matrix	128 x 128
Pixelgröße	0,466 x 0,466 x 0,466
Detektorabstand horizontal	30 cm
Detektorabstand vertikal	17 cm und 20 cm
Kollimator	LEHR
Energiefenster	140 keV

Nachfilterung des rekonstruierten Bildvolumens wurde nicht durchgeführt. In den Ab-



Abbildung 3.13: Messaufbau bei der Untersuchung des Kugelphantoms mit verschiedenen Kontrasten

bildungen und Tabellen steht im Weiteren beispielsweise die Notation 8-2-0 für acht Iterationsschritte, zwei Subsets und ohne Nachfilterung. Der OSEM- und Astonishalgorithmus wurde auf die drei gemessenen Kontraste mit jeweils sechs Iteration und vier Subsets (6-4-0), sowie acht Iterationen und zwei Subsets (8-2-0) angewendet. Die Rekonstruktionsparameter sollten möglichst geringe Unterschiede zwischen OSEM und Astonish in den Parametern aufweisen, um eine möglichst gute Vergleichbarkeit der Rekonstruktionsdaten zu erhalten. Die Daten wurden visuell und quantitativ mit dem Datenverarbeitungsprogramm ROVER ausgewertet. Für die Bestimmung der maximalen Impulse in den jeweiligen Kugeln und denen im Hintergrund wurde mit ROVER in die Mitte des Phantoms und um die Kugeln jeweils eine ROI gelegt, welche größer ist als die Kugel (Abb. 3.14). Daraus lässt sich aus den mittleren Impulse und der Standardabweichung im Hintergrund das Rauschniveau bestimmen, sowie aus den maximalen Impulse in der Kugel und mittleren im Hintergrund der Bildkontrast.

Nach ursprünglichen Aussagen des Kameraherstellers war davon ausgegangen worden, dass auch CT-Aufnahmen, welche an einem anderen Gerät aufgenommen und in das Auswertesystem der Bright View importiert werden, zur Schwächungskorrektur in die iterative Datenrekonstruktion einbezogen werden können. Dies stellte sich als falsch heraus. Dazu wären Kalibriermessungen mit einem speziellen Phantom der Firma nötig gewesen, welches nicht zu beschaffen war. Deswegen wurde ohne Schwächungskor-

rektur rekonstruiert.

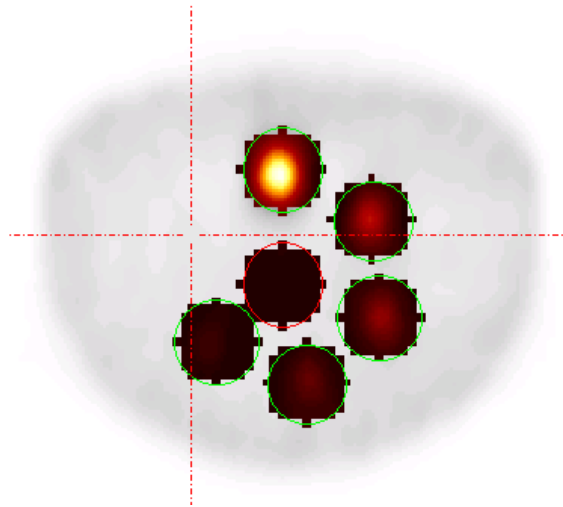


Abbildung 3.14: Darstellung der Auswertung des Kugelphantoms mit ROVER und den eingezeichneten Masken

3.4.2 Auflösung in Abhängigkeit vom Orbit und Aufnahmedauer

Nachdem die Abhängigkeit des Rauschens von dem Kontrastverhältnis untersucht wurde, sollte die abstandsabhängige Auflösung bei Kreis- und elliptischer Bahn (Abb. 3.15), sowie einer eventuellen Abhängigkeit von der Zahl der registrierten Impulse bei verschiedenen Aufnahmezeiten, untersucht werden. Für die Variation der Aufnahmezeit

Tabelle 3.6: Aufnahmeparameter bei der Untersuchung der Auflösung in Abhängigkeit der Aufnahmedauer

Nuklid	^{99m}Tc
Winkelschritte	40 pro Detektor
Aufnahmezeit pro Winkelschritt	5 s, 10 s und 20 s
Matrix	128 x 128
Pixelgröße	0,466 x 0,466 x 0,466
Detektorabstand horizontal	20 cm
Detektorabstand vertikal	20 cm
Aktivitätskonzentration	$1,5 \frac{\text{MBq}}{\text{ml}}$
Kollimator	LEHR
Photopeak	140 keV

wurde die größte vorhandene Glaskugel mit dem Füllvolumen von 26 ml mit 40 MBq gefüllt. Die verschiedenen Parameter für die Untersuchung der verschiedenen Orbits sind

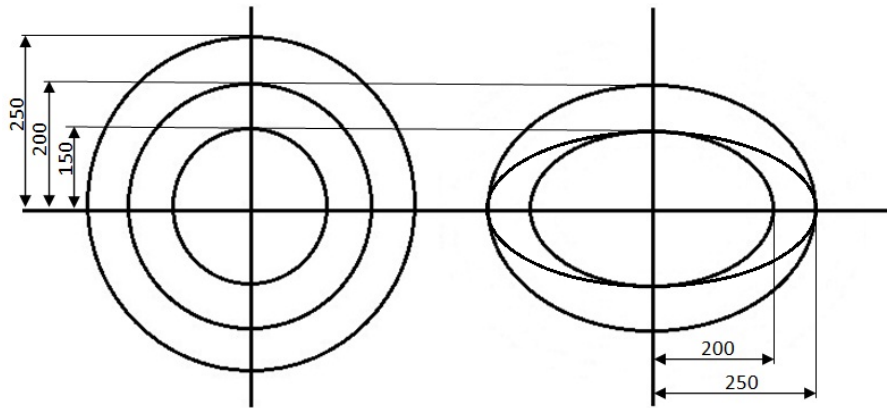


Abbildung 3.15: Kreis- (li.) und ellipstische Bahn (re.) der Detektoren in verschiedenen Abständen in mm bei der Untersuchung des Einflusses des Orbits auf die Auflösung



Abbildung 3.16: Versuchsaufbau bei der Untersuchung der Abhängigkeit der Auflösung von der Aufnahmedauer

in Tabelle 3.6 aufgelistet. Die Kugel wurde frei Luft mittels einer Halterung im Gesichtsfeld der Gammakamera platziert (Abb. 3.16). Die Versuche wurden danach mit der um zehn Zentimeter seitlich positionierten Kugel wiederholt. Die Verwendung der Glaskugel ermöglicht einen geringen Detektorabstand und die Platzierung ohne der Patientenliege im Gesichtsfeld der Kamera.

3.5 Messungen mit den Therapienukliden $^{188}\text{Rhenium}$, $^{177}\text{Lutetium}$ und ^{131}Iod

Kugelphantom

Aufgrund der höheren Gammaenergie der Therapienuklide gegenüber $^{99m}\text{Technetium}$ wurde mit dem HEGP- Kollimator gemessen. Dabei war es wichtig bei den Aufnahmeparametern nur das Energiefenster des Photopeaks zu wählen, damit der detektierte Streustrahlungsanteil möglichst gering ist. Die Experimente mit der Glaskugel und dem Zylinderphantom wurden nur in der zentralen Position im Gesichtsfeld durchgeführt und die Glaskugel nur mit Kreisbahnen gemessen. Die Messung mit dem Kugelphantom erfolgte nur mit den Radionukliden $^{188}\text{Rhenium}$ und $^{177}\text{Lutetium}$ (Tabelle 3.7). Für die experimentelle Untersuchung der Glaskugel wurden alle drei Radionuklide verwendet. $^{99m}\text{Technetium}$ emittiert seine spezifische Gammaenergie von 140 keV mit 100% Wahrscheinlichkeit. Dagegen besitzen $^{188}\text{Rhenium}$ und $^{177}\text{Lutetium}$ nur eine Wahrscheinlichkeit der Emission von Gammaquanten von nur 15%. Deswegen sind bei der Verwendung der gleichen Aktivitätskonzentration wie $^{99m}\text{Technetium}$ nur rund 15% der detektierten Ereignisse zu erwarten. Aus diesem Grund wurde die Messzeit verlängert, um eine ähnliche Statistik der Impulse zu erhalten. Für die Untersuchung der Rekonstruktionseigenschaften von Astonish und OSEM mit den Therapienukliden wurde auf Grund der kürzesten Halbwertszeit zuerst $^{188}\text{Rhenium}$ gewählt.

Tabelle 3.7: Aufnahme- und Rekonstruktionsparameter bei der Messung des Kugelphantoms mit $^{188}\text{Rhenium}$ und $^{177}\text{Lutetium}$

Nuklid	^{188}Re	^{131}I
Winkelschritte	40 pro Detektor	
Aufnahmezeit	40 s pro Winkel	
Matrix	128 x 128	
Pixelgröße	0,466 x 0,466 x 0,466	
Detektorabstand horizontal	30 cm	
Detektorabstand vertikal	17 cm und 20 cm	
Kollimator	HEGP	
Kontrast	10:1	
Aktivitätskonzentration Kugel/ Hintergrund	200 kBq/ml, 20 kBq/ml	
Energiefenster	155 keV	364,5 keV

Glaskugel

Ebendso fand eine Messung der 37 mm Glaskugel mit den Therapienukliden statt (Tabelle 3.8). Diese wurde äquivalent zur Untersuchung mittels Verschiedener Rotationsabstände in der Mitte der Rotationsachse befestigt und im Abstand von 15, 20 und 25 cm gemessen.

Tabelle 3.8: Aufnahme- und Rekonstruktionsparameter bei der Messung der 37 mm Glaskugel mit ^{188}Re und ^{177}Lu und ^{131}I

Nuklid	^{177}Lu	^{188}Re	^{131}I
Winkelschritte	40 pro Detektor		
Zeit pro Winkel	10 s		15 s
Kollimator	HEGP		
Matrix	128 x 128		
Rekonstruktion	8-2-0		
Aktivitätskonzentration	1,5 MBq/ml	1 MBq/ml	1,5 MBq/ml
Energiefenster	113 keV; 208,4 keV	155 keV	364,5 keV

Kunststoffzylinder

Da der Kunststoffzylinder nicht durch eine Halterung außerhalb der Patientenliege im Gesichtsfeld der Kamera platziert werden konnte, wurde der Zylinder in einem Styroporbehälter auf die Liege gelegt. Das Styropor sollte den Zylinder an eventuellen Bewegungen hindern und die Liege vor etwaiger Kontamination schützen (Abb. 3.17).

Tabelle 3.9: Aufnahmeparameter bei der Messung des Kunststoffzylinders mit ^{177}Lu , ^{188}Re und ^{131}I

	^{188}Re	^{177}Lu	^{131}I
Winkelschritte	40 pro Detektor		
Aufnahmezeit pro Winkelschritt	10 s		15 s
Matrix	128 x 128		
Pixelgröße	0,466 x 0,466 x 0,466		
Detektorabstand	15 cm, 20 cm, 25 cm		
Kollimator	HEGP		
Verwendete Aktivitätskonzentration	260 kBq/ml		
Rekonstruktion	8-2-0 mit und ohne Chang		
Energiefenster	155 keV	113 keV; 208,4 keV	364,5 keV

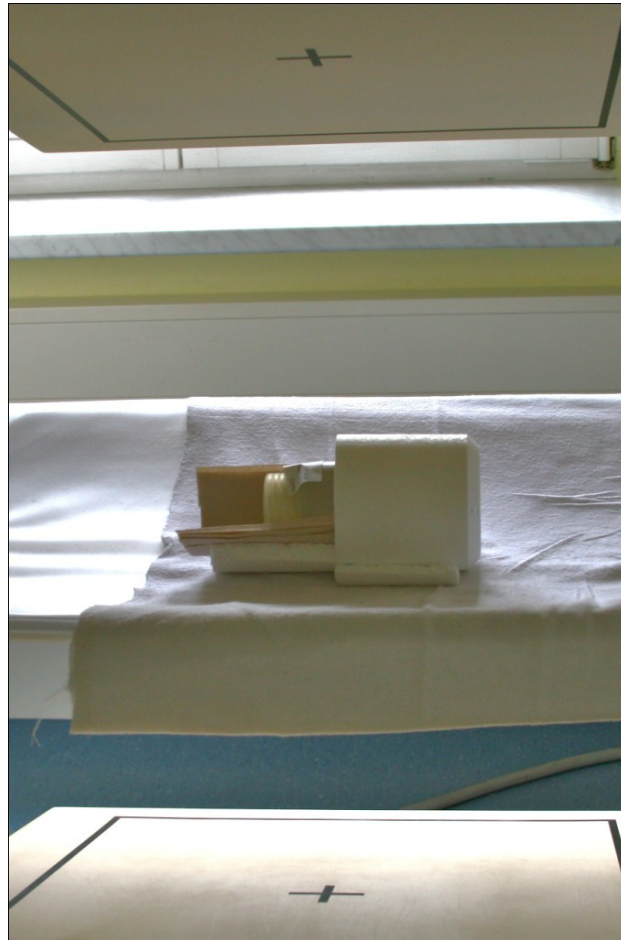


Abbildung 3.17: Messaufbau bei der Untersuchung des Kunststoffzylinders mit den Therapienukliden

4 Ergebnisse

4.1 Messung des Kugelphantoms bei verschiedenen Kontrasten

Die Daten wurden zunächst ohne Schwächungskorrektur analysiert. In der Abbildung

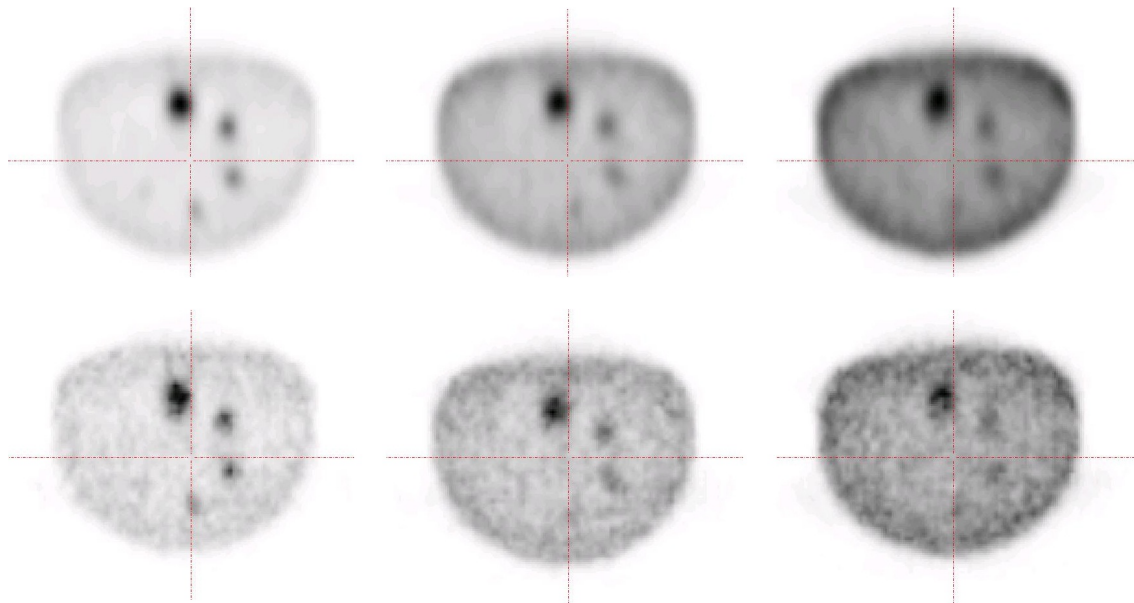


Abbildung 4.1: Vergleich von Transversalschnitten zwischen Astonish (oben) und OSEM (unten), von links Kontraste zwischen Hintergrund und Glaskugel von 1:10, 1:5 und 1:2,5

4.1 wird ersichtlich, dass der Astonish-Algorithmus bei gleicher Anzahl an Iterationsschritten und Subsets deutlich weniger verrauschte Bilddaten liefert als OSEM. Auch sind die Glaskugeln bei Astonish als runde deutlich abgegrenzte Körper erkenntlich. Mit keinem Verfahren waren Kugeln unter 17 mm erkennbar. Durch die Untersuchung der aufgenommenen SPECT-Daten bei verschiedenen Kontrasten zwischen Hintergrund und Glaskugel kristallisierte sich heraus, dass der Bildkontrast bei der Rekonstruktion mit Astonish und OSEM mit der Kugelgröße fällt (Abb. 4.2, Abb. 4.3). Der größte Kontrast ergibt sich zwischen der Glaskugel mit 37 mm Durchmesser und dem Hintergrund (Tabelle 4.1). Bei der Rekonstruktion mit OSEM ergibt sich die Besonderheit, dass bei der Glaskugel mit 22 mm Durchmesser ein höherer Bildkontrast festgestellt wurde, als bei der Kugel mit 28 mm Durchmesser (Abb. 4.3). Mit der OSEM-Rekonstruktion sind

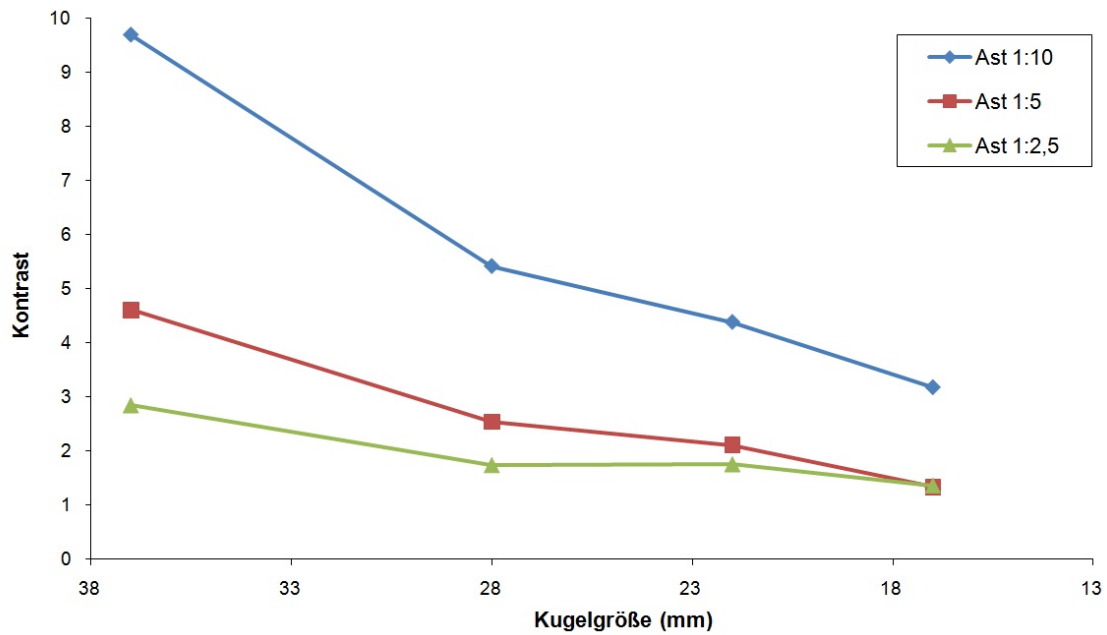


Abbildung 4.2: Bildkontrast bei verschiedenen Kugelgrößen bei der Rekonstruktion mit Astonish bei verschiedenen Kontrasten zwischen Glaskugel und Hintergrund

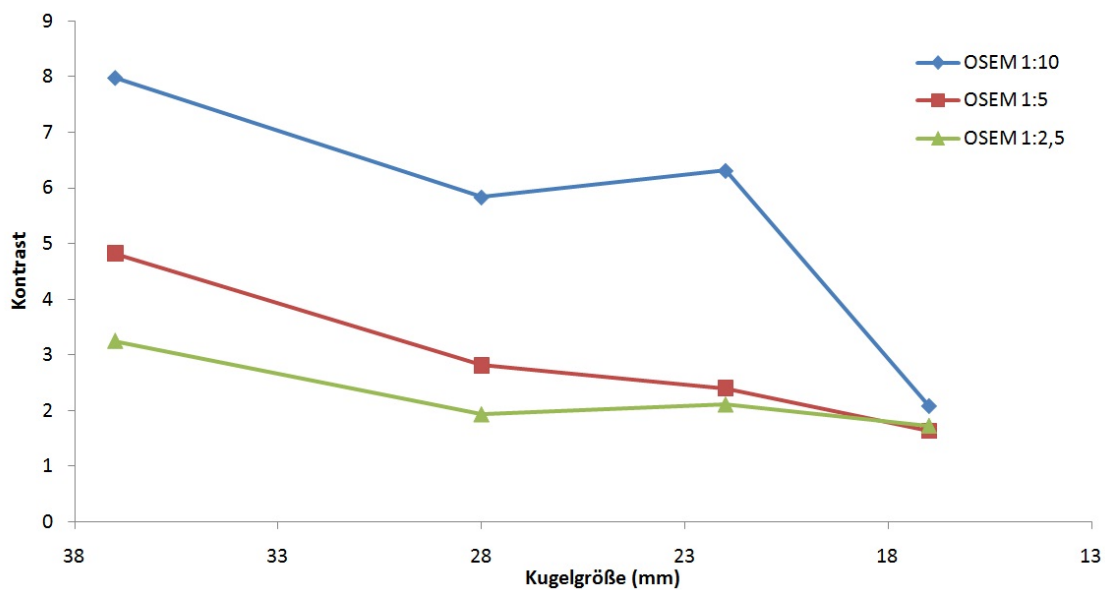


Abbildung 4.3: Bildkontrast bei verschiedenen Kugelgrößen bei der Rekonstruktion mit OSEM bei verschiedenen Kontrasten zwischen Glaskugel und Hintergrund

die vier größten Glaskugeln nur bei einem Kontrast von 1:10 zu erkennen. Die Kugel mit dem Durchmesser von 17 mm lässt sich nur bei Astonish-Rekonstruktion und einem Kontrast von 1:10 erkennen. Wird der Kontrast zwischen Hintergrund und der Glaskugel kleiner sinkt auch das Rauschniveau. Bei Astonish sinkt es von 1:10 zu 1:2,5 um 40% und bei OSEM um 28%. Es ist bei Astonish und einem Kontrast von 1:10 um 28%

Tabelle 4.1: Rauschniveau verschiedener Rekonstruktionen bei unterschiedlichen Kontrasten zwischen Hintergrund und Glaskugel

Rauschniveau	1:10	1:5	1:2,5
Astonish 8-2-0	0,084	0,059	0,050
OSEM 8-2-0	0,117	0,099	0,084

geringer als bei OSEM. Bei 1:2,5 sind es sogar 40% (Tabelle 4.2).

Tabelle 4.2: Ermittelter Bildkontrast zwischen dem Hintergrund und Glaskugel

Bildkontrast	1:10	1:5	1:2,5
Astonish 8-2-0	9,69	4,6	2,84
OSEM 8-2-0	7,99	4,82	3,25

4.2 Auflösung in Abhängigkeit vom Orbit und Aufnahmedauer

Nach der Rekonstruktion der Rohdaten der Glaskugel frei Luft mit dem Astonish- und OSEM-Verfahren wurden die Messungen mittels ROVER und R bezüglich der Impulse, FWHM und des Radius, sowie des Aktivitätsprofils in x-, y- und z-Richtung ausgewertet. Grundsätzlich erhält man bei einer Rekonstruktion mit Astonish eine bessere Auflösung als bei OSEM. Allerdings ergeben sich grundlegende Unterschiede zwischen der OSEM- und Astonish-Rekonstruktion. Während OSEM den Radius der größten Glaskugel (Radius 18,5 mm) mit durchschnittlich 18,47 mm sehr genau wiedergibt, ergeben sich bei Astonish mit durchschnittlich 16,93 mm Abweichungen im 10%-Bereich (Tabelle 4.3). Es ist auffällig, dass der Radius bei Astonish mit steigendem Abstand scheinbar

Tabelle 4.3: Vergleich der Kugelradien in mm bei der Platzierung der Glaskugel (links) auf und neben der Rotationsachse (rechts)

R (mm)	Astonish	OSEM	R (mm)	Astonish	OSEM
Kreis 15cm	17,42	18,46	Kreis 15cm	17,58	18,56
Kreis 20cm	16,93	18,51	Kreis 20cm	17,24	18,64
Kreis 25cm	16,26	18,51	Kreis 25cm	16,68	18,72
Ellipse 15-20cm	17,21	18,51	Ellipse 15-20cm	17,40	18,59
Ellipse 15-25cm	16,96	18,53	Ellipse 15-25cm	17,22	18,65
Ellipse 20-25cm	16,68	18,56	Ellipse 20-25cm	16,97	18,68

kleiner wird. Bei beiden Algorithmen ergeben sich etwas größere Kugelradien, wenn das

Objekt neben der Rotationsachse der Detektoren platziert wird (Tabelle 4.3). Betrachtet man die elliptischen und Kreisbahnen der Detektoren wird deutlich, dass die Auflösung von Astonish mit rund 25% besser ist, als OSEM (Tabelle 4.4, Abb. 4.4). Außerdem ist dabei die Auflösung bei der Platzierung der Glaskugel neben der Rotationsachse der Detektoren bei Astonish 6,7% und bei OSEM 3,5% besser als bei der Platzierung auf der Rotationsachse. Bei beiden Algorithmen wird die Auflösung mit steigendem Objekt-Detektor-Abstand schlechter.

Tabelle 4.4: Vergleich der Auflösung zwischen Astonish und OSEM bei verschiedenen Radien und Platzierung der Glaskugel auf (links) und neben (rechts) der Rotationsachse

FWHM (mm)	Astonish	OSEM	FWHM (mm)	Astonish	OSEM
Kreis 15cm	6,49	8,43	Kreis 15cm	6,18	8,25
Kreis 20cm	8,01	10,57	Kreis 20cm	7,32	10,12
Kreis 25cm	9,82	12,82	Kreis 25cm	9,00	12,26
Ellipse 15-20cm	7,17	9,44	Ellipse 15-20cm	6,73	9,18
Ellipse 15-25cm	7,96	10,59	Ellipse 15-25cm	7,39	10,09
Ellipse 20-25cm	8,77	11,54	Ellipse 20-25cm	8,17	11,18

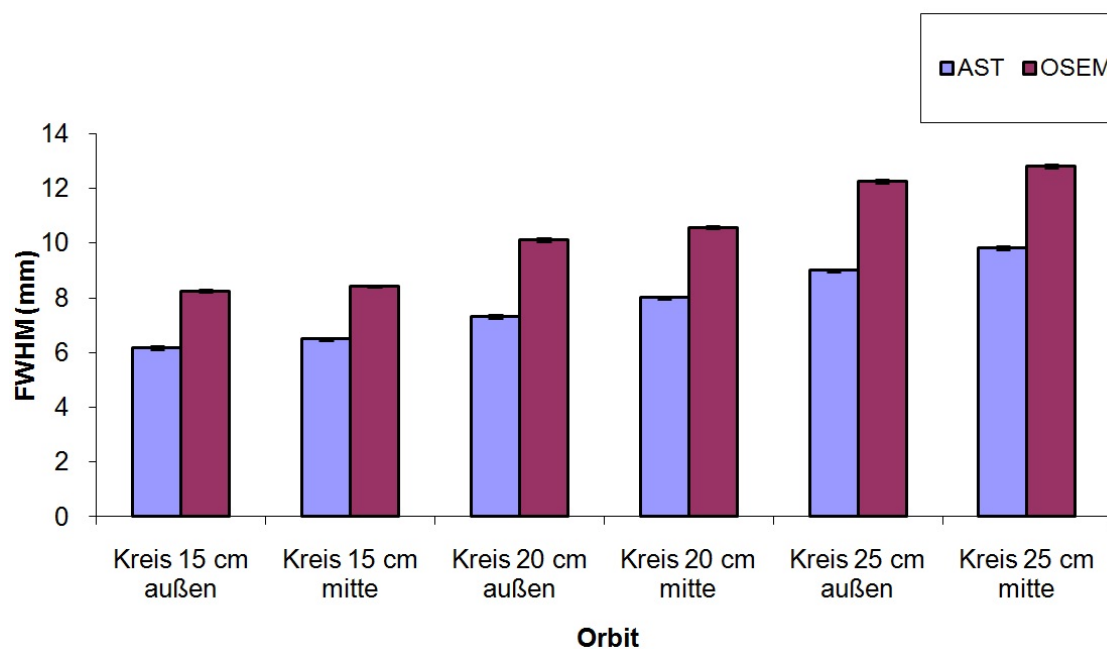


Abbildung 4.4: Vergleich der Halbwertsbreite bei verschiedenen Kreis-orbits zwischen Astonish und OSEM bei der Messung der Glaskugel mit 37 mm Durchmesser

Die Messdauer hat keinen signifikanten Einfluss auf die Ergebnisse des Kugelradius und der Halbwertsbreite (Tabelle 4.5). Die Wahl im Auswerteprogramm R, ob der Radius

unter FIT oder FIX ausgewertet wird, bringt keine Unterschiede. Auch die durch R erhaltenen Radien sind bei verschiedenen Aufnahmedauern fast konstant. Bei der Analyse

Tabelle 4.5: FWHM in mm (links) und registrierte Impulse (rechts) bei der Variation der Aufnahmedauer

FWHM (mm)	Astonish	OSEM	Impulse	Astonish	OSEM
5s	10,59	10,62	5s	3828	2958
10s	10,54	10,56	10s	7464	5815
20s	10,44	10,47	20s	14376	11193

der Impulsprofile ist auffällig, dass sich bei Astonish eine deutliche Randüberhöhung ausbildet. Diese ist bei OSEM erkennbar, aber bei Weitem nicht so ausgeprägt (Abb. 4.6). Dadurch ergeben sich schlechte Ergebnisse bei der Anpassung der FIT-Kurve im Auswerteprogramm R bei Astonish (Abb. 4.7).

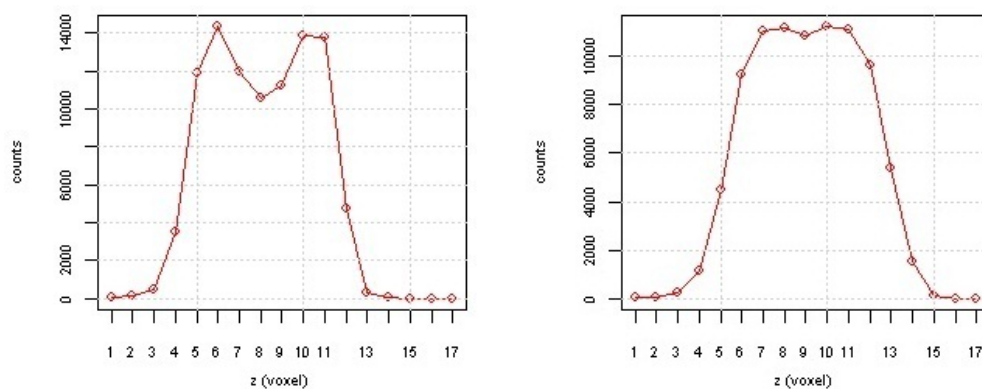


Abbildung 4.5: Aktivitätsprofil in z-Richtung bei einem Orbit von 15 cm und der Platzierung der Glaskugel auf der Rotationsachse, links: Astonish, rechts: OSEM

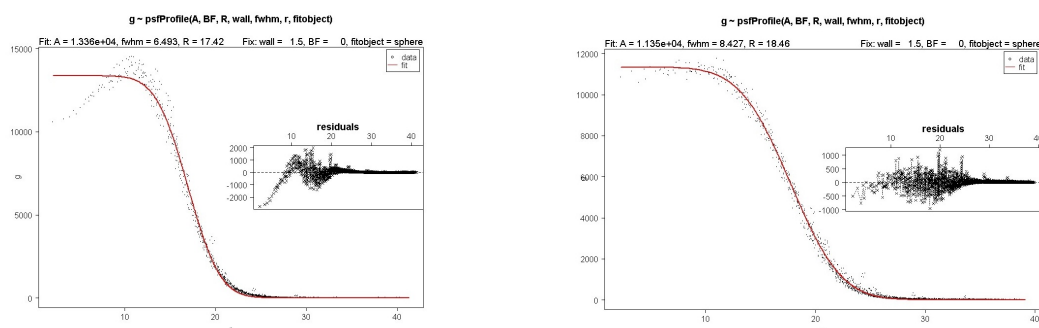


Abbildung 4.6: Vergleich der Anpassung der FIT-Kurve im Auswerteprogramm R am Beispiel der Platzierung der Glaskugel auf der Rotationsachse und einem Detektorkreisradius von 15 cm, links: Astonish, rechts: OSEM

4.3 Experiment mit Verwendung der Glaskugel und Therapienukliden

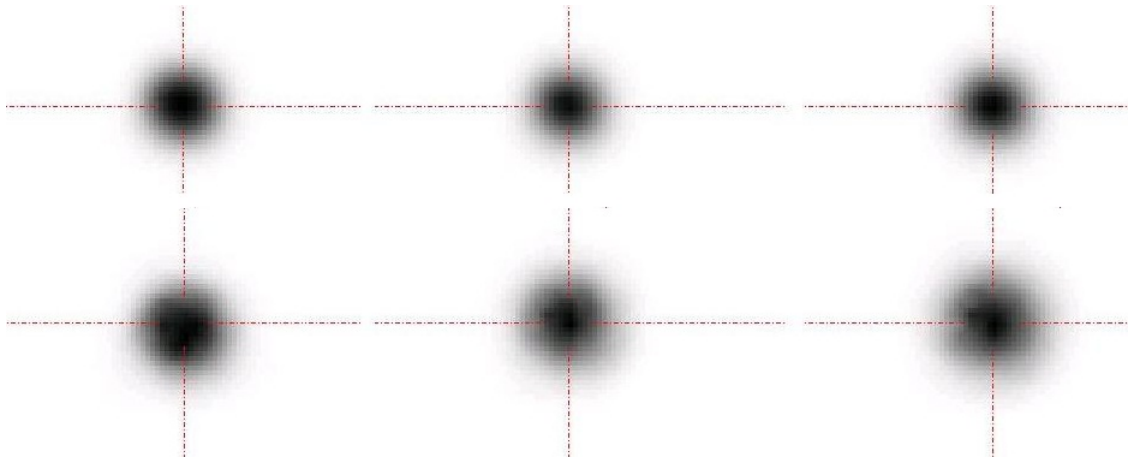


Abbildung 4.7: Transversalschnitt der Glaskugel bei ^{131}J , oben: Astonish, unten: OSEM, Kreisbahnen von links: 15 cm, 20 cm, 25 cm

Die Halbwertsbreite bei Astonish nimmt mit steigendem Detektorradius bei den Therapienukliden zu (Abb. 4.8). Dabei ist die Halbwertsbreite bei R=FIX bis zu 30% besser

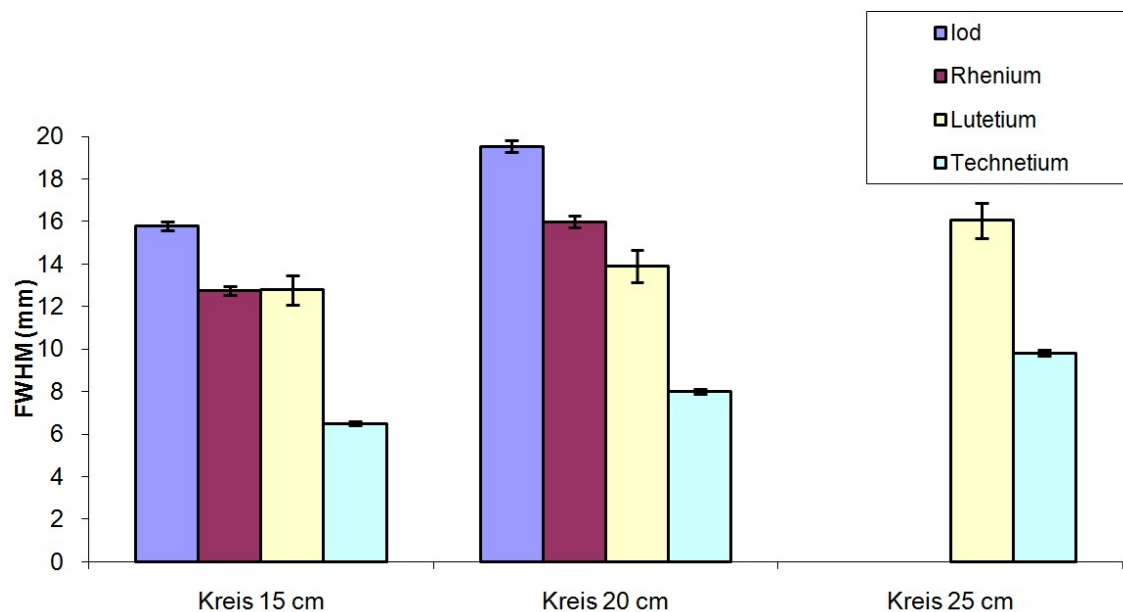


Abbildung 4.8: Vergleich der Halbwertsbreite zwischen den Therapienukliden und ^{99m}Tc bei Astonish und verschiedenen Objekt-Kollimator-Abständen

als R=FIT. OSEM zeigt kaum Unterschiede dieser Art zwischen FIT und FIX. Im Allgemeinen ist das FWHM bei den Therapienukliden bei einem Objekt-Kollimator-Abstand von 15 cm bis 132% schlechter als von ^{99m}Tc (Abb. 4.8). Bei 25 cm sind es bis 63%. Mit

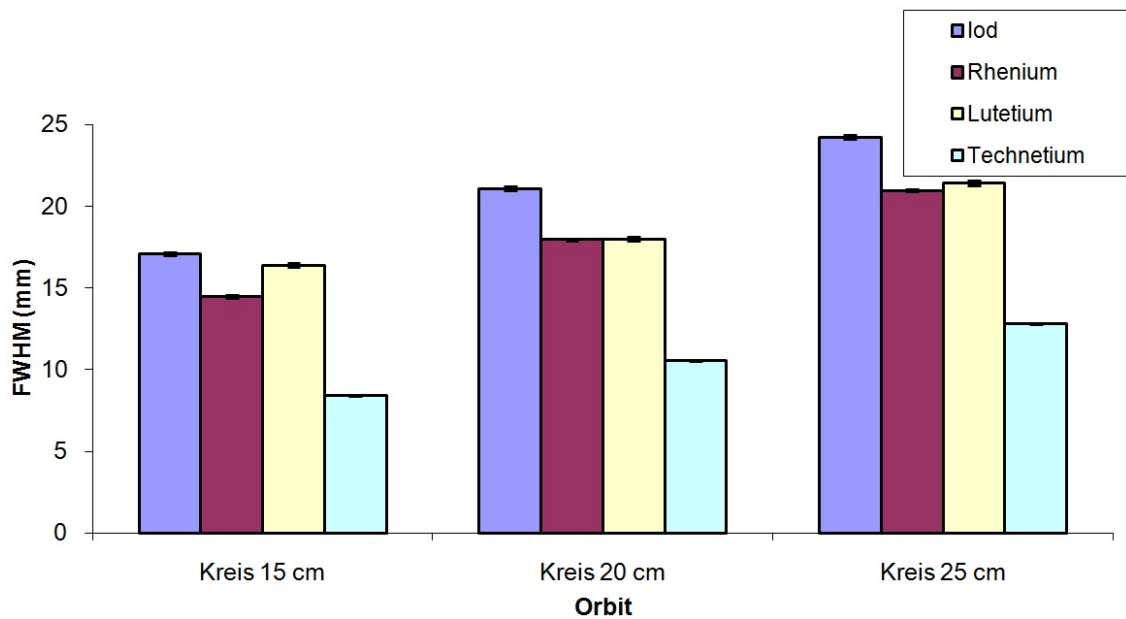


Abbildung 4.9: Vergleich der Halbwertsbreite zwischen den Therapienukliden und ^{99m}Tc bei OSEM und verschiedenen Objekt-Kollimator-Abständen

steigendem Abstand der Detektoren zur Glaskugel bleibt der Radius bei OSEM bei den Therapienukliden nahezu konstant. Bei $^{99m}\text{Technetium}$ ergeben sich keine Unterschiede in der Auswertung des Radius bei steigendem Objekt-Kollimator-Abstand. Während der Radius bei $^{99m}\text{Technetium}$ und Astonish-Rekonstruktion bis zu 14% unter dem wirklich Radius von 18,5 mm liegt, scheint die Kugelgröße bei den Therapienukliden mit bis zu 57% bei 25 cm Detektorabstand deutlich zu sinken (Tabelle 4.6). Bei OSEM und Astonish wächst die Halbwertsbreite mit dem Radius des Orbits unabhängig vom Nuklid (Tabelle 4.7).

Tabelle 4.6: Vergleich des Radius der Glaskugel, n.a. ist nicht auswertbar durch einen fehlgeschlagenen FIT

Radius (mm)	^{131}Iod	$^{188}\text{Rhenium}$	$^{177}\text{Lutetium}$	$^{99m}\text{Technetium}$
Astonish Kreis 15cm	15,10	14,70	14,14	17,42
Astonish Kreis 20cm	11,91	11,97	13,43	16,93
Astonish Kreis 25cm	n.a.	n.a.	11,79	16,26
OSEM Kreis 15cm	18,54	18,51	18,08	18,46
OSEM Kreis 20cm	18,08	18,30	18,11	18,51
OSEM Kreis 25cm	18,37	18,35	17,93	18,51

Tabelle 4.7: Vergleich des FWHM unter Verwendung der Glaskugel, n.a. ist nicht auswertbar durch einen fehlgeschlagenen FIT

FWHM (mm)	^{131}Iod	$^{188}\text{Rhenium}$	$^{177}\text{Lutetium}$	$^{99m}\text{Technetium}$
Astonish Kreis 15cm	15,10	15,79	12,78	6,49
Astonish Kreis 20cm	19,53	19,53	13,89	8,01
Astonish Kreis 25cm	n.a.	n.a.	16,06	9,82
OSEM Kreis 15cm	17,09	14,47	16,38	8,43
OSEM Kreis 20cm	21,08	17,95	17,98	10,57
OSEM Kreis 25cm	24,21	20,95	21,40	12,82

4.4 Experiment mit Verwendung des Kunststoffzylinder und Therapienuklide

Astonish liefert auch in diesem Experiment die bessere Auflösung (Abb. 4.10, Abb. 4.11). Allerdings wird für beide Algorithmen eine schlechtere Auflösung ermittelt, als für die Untersuchung mittels Glaskugel. Dies ist so nicht zu erwarten. Eine generelle Verbesserung des FWHM durch die Chang-Korrektur ist nicht festzustellen (Tabelle 4.8). Bei Astonish ergibt sich bei einer Auswertung mit R=FIX eine bessere Halbwertsbreite als bei R=FIT. Dagegen ist dies bei OSEM umgekehrt. Allerdings werden bei Astonish die Messpunkte mit R=FIX schlecht angepasst.

Tabelle 4.8: Halbwertsbreite bei der Messung des Kunststoffzylinders mit ^{131}Jod , $^{188}\text{Rhenium}$ und $^{177}\text{Lutetium}$

FWHM (mm)	^{131}Jod	$^{188}\text{Rhenium}$	$^{177}\text{Lutetium}$
Astonish R=FIT	22,83	20,63	16,80
Astonish R=FIT Chang	21,08	16,80	16,95
Astonish R=FIX	20,88	16,96	16,14
Astonish R=FIX Chang	20,23	17,04	16,24
OSEM R=FIT	24,35	20,43	21,85
OSEM R=FIT Chang	24,15	16,73	22,43
OSEM R=FIX	26,60	21,73	23,28
OSEM R=FIX Chang	24,49	20,62	21,76

Die Abweichung des ermittelten Radius zum Wirklichen von 30 mm beträgt bei Astonish bis zu 10%. Dabei wird er generell zu klein ermittelt. OSEM liefert eine bessere Näherung. Der Radius wird von bis zu 3,5% zu groß bis 1,7% zu klein quantifiziert. Nur die OSEM-Rekonstruktion mit Chang-Korrektur und R=FIT liefert eine größere Abweichung von 8%. Bei der Verwendung der Chang-Korrektur wird der Radius generell

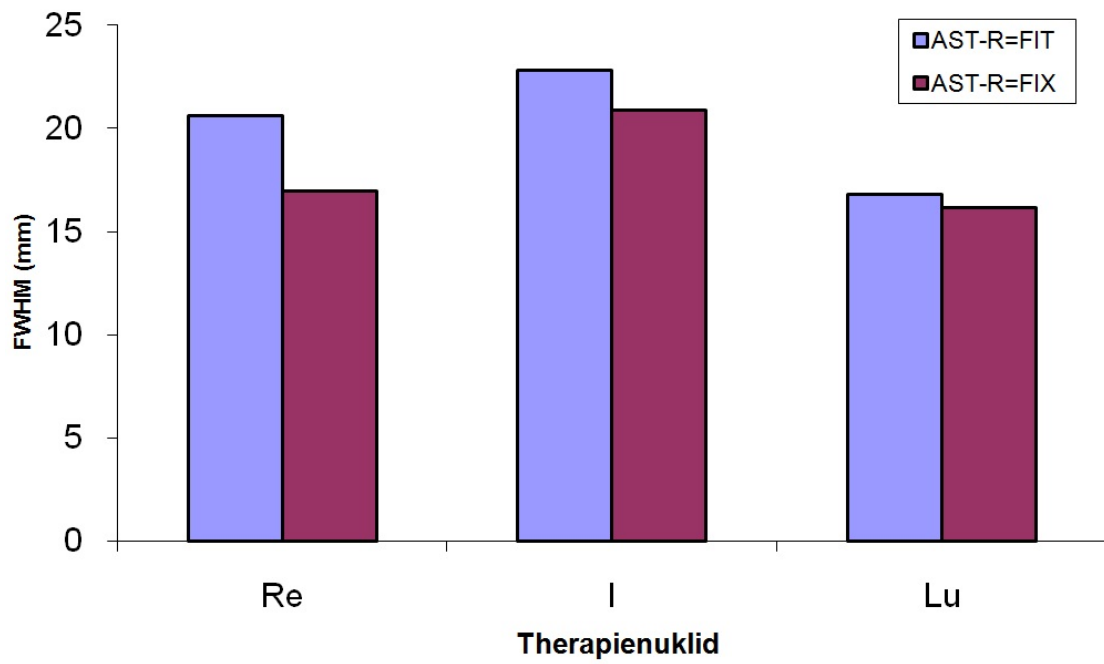


Abbildung 4.10: Halbwertsbreite bei Astonish R=FIX und R=FIT bei Messung des Kunststoffzylinders mit Therapienukliden

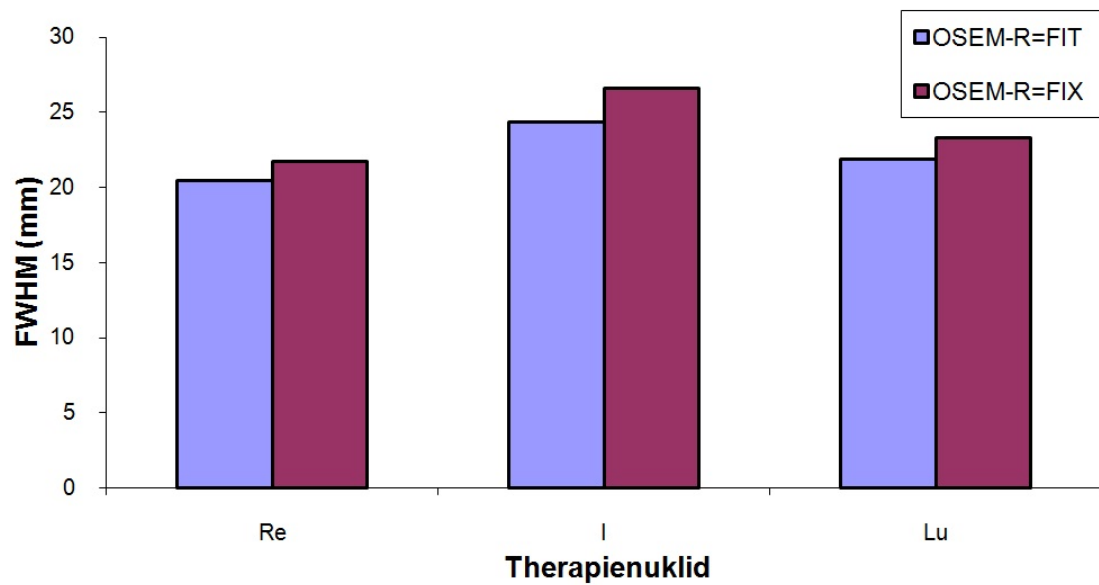


Abbildung 4.11: Halbwertsbreite bei OSEM R=FIX und R=FIT bei Messung des Kunststoffzylinders mit Therapienukliden

kleiner ermittelt, als ohne deren Verwendung.

Tabelle 4.9: Vergleich des Radius zwischen Astonish und OSEM bei der Messung des Kunststoffzylinders mit den Therapienukliden

Radius (mm)	Iod	Rhenium	Lutetium
Astonish R=FIT	27,92	29,78	27,94
Astonish R=FIT Chang	27,51	27,65	27,26
OSEM R=FIT	31,10	30,91	30,86
OSEM R=FIT Chang	30,20	27,75	29,49

4.5 Messung des Kugelphantoms mit den Therapienukliden $^{188}\text{Rhenium}$ und $^{177}\text{Lutetium}$

In den Bilddaten (Abb. 4.12) ist deutlich zu erkennen, dass Astonish weniger verrauschte Bilder liefert als OSEM. Außerdem wird die scheinbare Aktivitätsanreicherung am Rand des Phantoms durch die Schwächungseffekte mit der Changkorrektur deutlich reduziert. Auch sind bei Astonish die Aktivitätsanreicherungen deutlich als rund erkennbar, dagegen erscheinen Diese bei OSEM sehr verpixelt. Die sichtbare Glaskugel bei der Astonish-Rekonstruktion weist bei $^{188}\text{Rhenium}$ und $^{177}\text{Lutetium}$ eine deutliche ovale Verzerrung auf. Das Rauschniveau bei Astonish-Rekonstruktion ist ohne Chang-Korrektur rund 35% geringer als bei OSEM (Tabelle 4.9). Mit der Korrektur sind es noch 18%. Der Bildkontrast zwischen Glaskugel und Hintergrund liegt im Durchschnitt bei 4,8 und somit nur bei der Hälfte des bei der Messung eingestellten Kontrastes von 1:10 (Abb. 4.13). Durch die Verwendung der Chang-Korrektur sinkt der Bildkontrast bei Astonish um rund 5%, bei OSEM um 15%. Zwischen den Rekonstruktionsarten Astonish und OSEM ergibt sich ohne Chang ein Unterschied im Bildkontrast von 15% und mit von 25% jeweils zugunsten von Astonish. Messtechnisch sind maximal drei Glaskugeln nachweisbar (Abb. 4.13). Visuell ist bei beiden Rekonstruktionsverfahren nur die Glaskugel mit 37 mm Durchmesser deutlich sichtbar. Die Kugeln mit 28 mm und 22 mm sind bei Astonish zu erahnen. Bei OSEM ist nur noch die Glaskugel mit 28 mm gerade noch zu sehen.

Tabelle 4.10: Vergleich des Rauschniveaus für die größte Glaskugel zwischen $^{188}\text{Rhenium}$ und $^{177}\text{Lutetium}$ bei der Messung des Kugelphantoms

	Rhenium	Lutetium
Astonish	0,100	0,077
Astonish Chang	0,105	0,096
OSEM	0,122	0,120
OSEM Chang	0,153	0,119

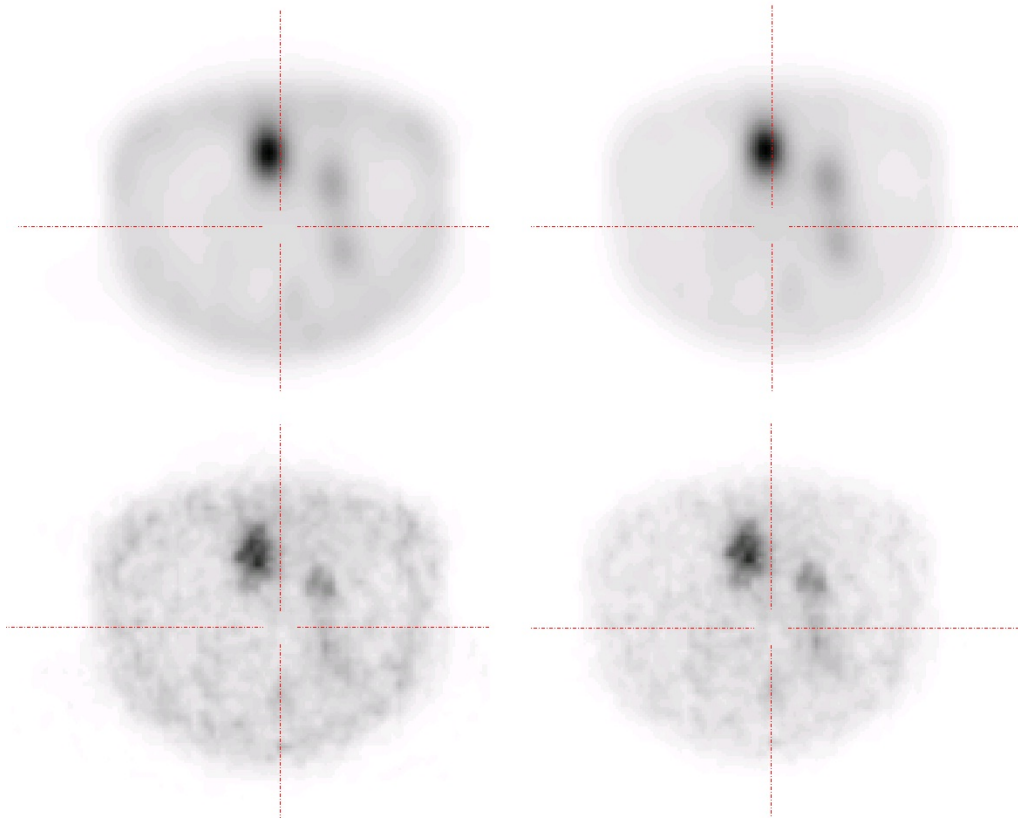


Abbildung 4.12: Vergleich der bildlichen Darstellung des Kugelphantoms mit $^{177}\text{Lutetium}$, oben: Astonish, unten: OSEM, von links, ohne Chang-Korrektur und mit Chang-Korrektur

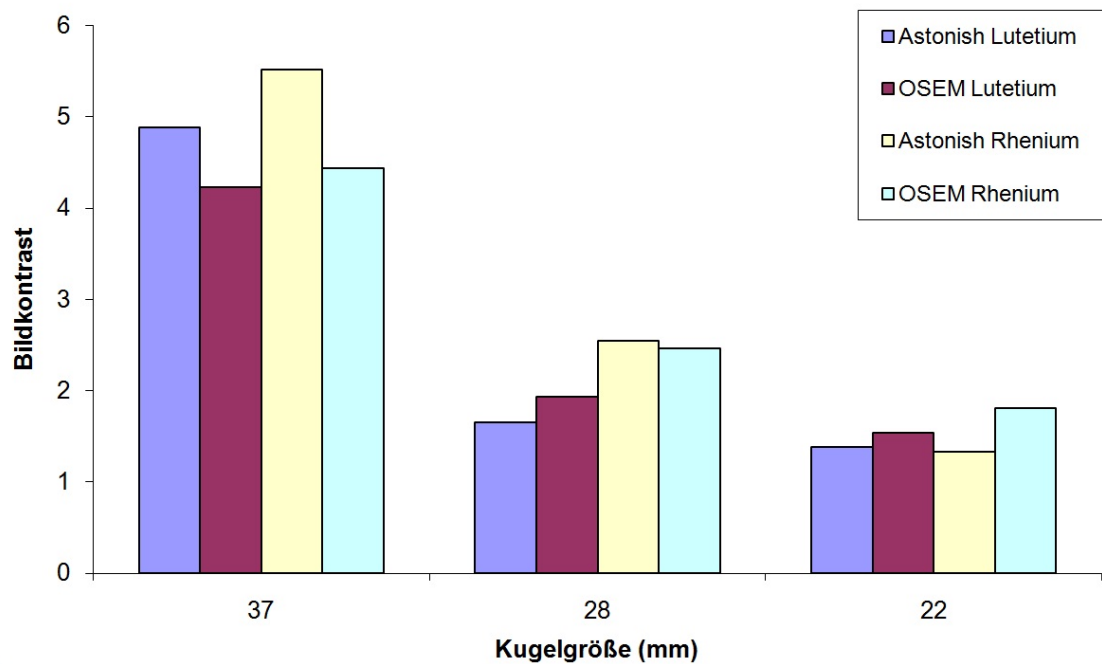


Abbildung 4.13: Vergleich des Bildkontrastes zwischen der Messung des Kugelphantoms mit $^{188}\text{Rhenium}$ und $^{177}\text{Lutetium}$ mit und ohne Verwendung der Chang-Korrektur

5 Diskussion

Es sollte untersucht werden, ob die Weiterentwicklung des OSEM-Algorithmus, Astonish, zu einer Verbesserung der rekonstruierten SPECT-Daten hinsichtlich einer messtechnisch zu erfassenden Steigerung in der Auflösung und dem Kontrastverhalten führt. Für das körperähnliche Kugelphantom war die Objekterkennbarkeit beim größten Kontrast am besten gegeben. Der Kontrast bei Astonish war dem von OSEM bei der Glaskugel mit 37 mm überlegen, während das bei kleineren Kugelgrößen nicht mehr der Fall war. Das Rauschniveau war bei niedrigeren Kontrasten geringer (Abschnitt 4.1). Dies gilt nicht generell, sondern ergibt sich aus dem Vorgehen. Hier wurde der Objektkontrast reduziert, indem mehr Hintergrundaktivität in das Phantom eingebracht wurde. Somit steigt die gemessene Impulszahl im Untergrund, während die Standardabweichung nicht in gleichem Maße wächst, also verringert sich das Rauschen. Dies ist ein Effekt der Zählstatistik. Es wurden deutlich weniger verrauschte Bilddaten bei Astonish festgestellt, wenn die Rekonstruktion in gleicher Weise (Iterationen, Subsets) wie bei OSEM erfolgt. Dies spricht für die Funktionalität der mehrfachen Filterung im Rekonstruktionsalgorithmus zur Reduzierung des Rauschens. Obwohl der Aktivitätskontrast jeweils für alle Glaskugeln gleich bezogen auf den Untergrund eingestellt wurde, ergeben sich mit sinkendem Kugeldurchmesser sinkende Kontraste. Das zeigt, dass zu kleine Aktivitätsherde von dem Messsystem nicht mehr korrekt erfasst werden können. Dies ist durch den Partialvolumeneffekt zu begründen (siehe Abb. 3.12). Dieser ist immer dann zu beobachten, wenn die Objektgröße das Ortsauflösungsvermögen nicht wesentlich übersteigt. Der Effekt, dass bei der OSEM-Rekonstruktion der Bildkontrast bei mittleren Kugelgrößen höher als bei der großen Kugel war, erscheint nicht plausibel. Eine mögliche Erklärung könnte sein, dass die Bilddaten von OSEM stärker verrauscht erscheinen und dies ein statistischer Effekt ist. Bei der Untersuchung des Kugelphantoms mit den Therapienukliden traten in den transversalen Schnittbildern deutlich ovale Verzerrungen bei Astonish auf, die bei der großen Glaskugel sichtbar sind. Dies war bei Verwendung von $^{99m}\text{Technetium}$ und bei OSEM-Rekonstruktion nicht der Fall. Eine Erklärung für dieses Verhalten gibt es noch nicht. Bei Verwendung der Therapienuklide $^{177}\text{Lutetium}$ und $^{188}\text{Rhenium}$ konnte bei einem Kontrast von 10:1 nur die größte Glaskugel von 37 mm Durchmesser visuell gut detektiert werden. Die Kugeln mit 28 mm sind

nur zu erahnen.

Die Auflösung in den rekonstruierten SPECT-Daten wurde für beide Verfahren mit der größten Glaskugel frei Luft gemessen und die Abhängigkeit von Ort und Kameraorbit bestimmt. Bei Astonish ist die Entstehung einer Impulsverringerng im Zentrum der Kugel zu beobachten, was die Abbildung 4.5 verdeutlicht. Da die physikalische Schwächung bei der Messung und Rekonstruktion mit Astonish und OSEM gleich ist, könnte dies auf eine Kantenüberhöhung des Astonish-Algorithmus hinweisen. Offenbar kann die Abbildungsfunktion nicht mehr als Gaussförmig angesehen werden. Trotzdem wurden die radialen Aktivitätsprofile mittels des auf dieser Annahme beruhenden Verfahrens ausgewertet. Ein anderes Verfahren stand für die Quantifizierung der Ortsauflösung nicht zur Verfügung. Bei SPECT ergeben sich Pixelgrößen von circa 4 mm, was bei Messung einer tatsächlichen Punktquelle zu extrem wenigen Objektpixeln führt und eine Ausmessung der Halbwertsbreite verhindert. Jedoch ergeben sich Probleme bei der Auswertung mittels dem Programm R. Die FIT-Kurve passt zum Mittelpunkt nicht korrekt zu den registrierten Impulsen. Zur Bestimmung der Regressionsparameter tragen besonders die Flanken der Profile bei, so dass das Vorgehen gerechtfertigt erscheint. Allerdings stellte sich für Astonish heraus, dass eine Fixierung des eigentlich bekannten Kugelradius nicht sinnvoll ist, da dann keine vernünftige Anpassung der Fit-Funktion an die gemessenen Daten erfolgen kann. Bei OSEM wurde bei Kurvenfit der Radius der Kugel korrekt wiedergegeben. Die Regression führte für alle Aufnahmedauern zu denselben Ergebnissen. Ein Einfluss durch die Messstatistik wäre vermutlich erst bei noch geringeren registrierten Impulszahlen oder einer drastisch verlängerten Messdauer zu beobachten gewesen. Die gefundenen Halbwertsbreiten sind für Astonish geringer als bei OSEM-Rekonstruktion. Dies gilt für alle betrachteten Radionuklide. Die Messung der Glaskugel mit verschiedenen Nukliden ergab verschiedene Halbwertsbreiten. Da diese von der Energie des Nuklides sowie den Systemparametern abhängig ist, sind die Ergebnisse plausibel. Die Auflösung bei $^{99m}\text{Technetium}$ ergab deutlich bessere Ergebnisse, diese kann man auf die geringere Energie des Nuklides und die Verwendung des Niedrigenergiekollimators zurückführen. Durch die Variation des Orbits sollte überprüft werden, ob bei extremen Ellipsen eine Verzerrung des Objektes zu erkennen ist. Dies ist nicht der Fall. Mit steigendem Detektorabstand bleibt die Kugelgröße bei OSEM konstant und wird bei Astonish kleiner. Dieses Verhalten bei Astonish erscheint unerwartet, angenommen war eine Beibehaltung des Kugelradius und Konstanz der Halbwertsbreite mit wachsendem Orbit, weil dieser Algorithmus eine Abstandskorrektur ver-

wendet. Generell erscheinen mit Astonish die Objekte kleiner als mit OSEM. Der Radius der Glaskugel wurde mit Astonish unterschätzt. Die geringere Halbwertsbreite verbessert die visuelle Erkennbarkeit von Aktivitätsanreicherungen bei Astonish deutlich. Das wahre Volumen von Aktivitätsanreicherungen muss für die Dosimetrie bekannt sein. Ebenso muss die im betrachteten Objekt gemessene Impulszahl ermittelt werden, um sie anschließend mittels eines Kalibrierfaktors in Aktivität umzurechnen. Solche Objektsegmentierungen wurden in dieser Arbeit nicht durchgeführt, ein Vergleich der beiden Verfahren hinsichtlich der Fehler für Volumen und Aktivität steht noch aus. Aus diesem Grund muss der Einsatz von Astonish für die dosimetrische Analyse weiter überprüft werden. Es konnte in der Auswertung keine Schwächungskorrektur durch Verrechnung von computertomografischen Daten bei Astonish erfolgen. Diese soll allerdings eine deutliche Verbesserung auf die rekonstruierten Daten haben. Bei der Untersuchung des Radius des Kunststoffzylinders ergab das Auflösungsvermögen ein unplausibles Ergebnis. Die Halbwertsbreite entspricht entgegen den Erwartungen nicht der der Messung mit Glaskugel, sondern ist größer. Dafür wurde bisher noch keine Erklärung gefunden.

6 Zusammenfassung

Im Rahmen dieser Arbeit wurden erste Messungen an aktivitätsgefüllten Phantomen mit SPECT durchgeführt und unter Verwendung eines neuen Verfahrens (Astonish, Philips) rekonstruiert. Dieses bezieht die vom Objekt-Kollimator-Abstand abhängige Punktabbildungsfunktion des Kamerasystems in die Rekonstruktion ein. Die Bestimmung der resultierenden Ortsauflösung erfolgte für aktivitätsgefüllte Objekte zentral und dezentral zur Rotationsachse bei verschiedenen Orbits frei Luft, wobei eine gaussförmige Abbildungsfunktion angenommen wurde. Kontrastverhalten und Rauschen wurden an aktivitätsgefüllten Kugeln in einem ausgedehnten Phantom gemessen. Verglichen wurde mit der Standard-OSEM-Rekonstruktion. Die Halbwertsbreite bei Verwendung des Astonish-Algorithmus ist kleiner als bei OSEM. Dies gilt für alle Versuchsbedingungen und alle verwendeten Radionuklide. Die Halbwertsbreite bei dezentraler Position ergab für beide Algorithmen bessere Werte. Unterschiede gibt es auch bei Variation des Orbits der Kamera: Mit zunehmendem Rotationsradius wächst die Halbwertsbreite bei OSEM, sowie bei Astonish. Allerdings zeigen sich bei Astonish überhöhte Impulszahlen am Rand des Objektes, die sich nicht allein durch Schwächung erklären und durch nachträgliche Korrektur beheben lassen. Generell erscheint das gemessene kugelförmige Objekt kleiner als bei OSEM. Die verbesserte Auflösung sollte die Darstellung von Aktivitätsanreicherungen besonders bei kleineren Objekten und geringen Kontrasten zwischen Objekt- und Untergrundaktivität ermöglichen. Bei allen untersuchten Kontrastverhältnissen ist der gemessene Bildkontrast zwischen Hintergrund und der größten Glaskugel bei Astonish größer als bei OSEM. Mit Astonish konnte ein kleineres Objekt von 13 mm Innendurchmesser bei dem Kontrast von 10:1 im Gegensatz zu OSEM noch identifiziert werden. Dies liegt auch daran, dass das Rauschniveau in mit Astonish rekonstruierten Bilddaten deutlich reduziert ist. Die nachträgliche Korrektur mittels Chang beeinflusste die gemessenen Halbwertsbreiten sowie die Objekterkennbarkeit und das Rauschen nicht. Das Einbeziehen von computertomografischen Aufnahmen in die Bildrekonstruktion ließ sich innerhalb der Arbeit nicht realisieren, da vorausgesetzte Systemkalibrierungen bisher in der Klinik nicht durchgeführt wurden. Dies könnte die hier bestimmten Parameter Halbwertsbreite und Kontrast zusätzlich verbessern und sollte weiter untersucht werden. Generell sollte für dosimetrische Berechnungen auf

eine Schwächungskorrektur, zumindest in Form der Chang-Korrektur nicht verzichtet werden. Die Schwierigkeit besteht stets in der Notwendigkeit, gleichzeitig das Volumen als auch die Aktivität im betrachteten Objekt (Organ, Tumor) zu bestimmen, wobei Auflösung, Partialvolumeneffekte und Umgebungsaktivität berücksichtigt werden müssen. Insofern sollte ein Verfahren wie Astonish, bei dem die Auflösung größer und örtlich weniger variabel ist, von Vorteil sein und Dosisberechnungen verbessern. Wie groß die Fehler für Volumen- und Impulsbestimmung bei Verwendung des Astonish-Algorithmus wären, bleibt Gegenstand weiterer Untersuchungen.

Literaturverzeichnis

- [1] Academic dictionaries and encyclopedias; Photomultiplier; [2010; zitiert: 20.06.11]; http://aeccc.univie.ac.at/fileadmin/user_upload/kompetenzzentrum_aeccc/Literatur/Fachbereichsa
- [2] Bundesministerium für Justiz, juris GmbH; Verordnung über den Schutz vor Schäden durch ionisierende Strahlen(Strahlenschutzverordnung - StrlSchV); [20.07.2001; zitiert 15.06.2011]http://www.gesetze-im-internet.de/bundesrecht/strlschv_2001/gesamt.pdf
- [3] Dietz et al.; Nuklearmedizin; [01/2008; zitiert: 20.06.11]; <http://www.radiologie-idar-oberstein.de/html/nuklearmedizin1.html>
- [4] Foe Owono G.D., Schmitt T., Oehme L., Andreeff M., Franke W.-G., Freyer R.; Untersuchungen zum Einfluss von Korrekturverfahren auf die Volumenquantifizierung in SPECT-Daten; in: Biomedizinische Technik; Band 43; Ergänzungsband 1; 1998; Seite 470
- [5] Freyschmidt J.; Handbuch diagnostische Radiologie; Strahlenphysik Strahlenbiologie Strahlenschutz; Springer; Berlin Heidelberg; 2003
- [6] Geworski L.; Voraussetzungen für die Quantifizierung in der Emissions-Tomographie;[30.09.2004; zitiert 16.06.2011]; <http://edoc.hu-berlin.de/habilitationen/geworski-lilli-2004-03-17/PDF/Geworski.pdf>
- [7] Henning K., Woller P., Franke W.; Nuklearmedizin; Kurz und bündig; 4. Auflage; Gustav Fischer Verlag; Jena; 1991
- [8] Jinghan Ye, Xiyun Song, Mary K. Durbin, Margaret Zhao, Ling Shao, Jody Garrard et al.; Philips Medical Systems Nuclear Medicine Milpitas; SPECT image quality improvement with Astonish software; [28.04.2010; zitiert 31.05.11]; http://clinical.netforum.healthcare.philips.com/us_en/Explore/White-Papers/SpectCT/SPECT-image-quality-improvement-with-Astonish-software
- [9] Kramme R.; Medizintechnik; 3. Auflage; Springer; Heidelberg; 2007

- [10] Krieger H.; Strahlenphysik; Dosimetrie und Strahlenschutz Band 1 Grundlagen; 5. Auflage; Teubner; Stuttgart/Leipzig/Wiesbaden; 2002

- [11] Krieger H.; Strahlenphysik; Dosimetrie und Strahlenschutz Band 2 Strahlungsquellen; Detektoren und klinische Dosimetrie; 3. Auflage; Teubner; Stuttgart/Leipzig/Wiesbaden; 2001

- [12] <http://www.csupomona.edu/pbsiegel/bio431/gennergies.html> Stand:16.08.11

Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und nur unter Verwendung der angegebenen Literatur und Hilfsmittel angefertigt habe.

Stellen, die wörtlich oder sinngemäß aus Quellen entnommen wurden, sind als solche kenntlich gemacht.

Diese Arbeit wurde in gleicher oder ähnlicher Form noch keiner anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.

Mittweida, 19.08.2011